



**SEGURIDAD Y GARANTÍA DE CALIDAD
EN LOS AVANCES TECNOLÓGICOS DE FÍSICA
MÉDICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA**

18-21 Junio 2013 · Cáceres

ÍNDICE

SALUDO DEL PRESIDENTE DEL COMITÉ ORGANIZADOR	2
CARTA CONJUNTA SEFM Y SEPR	3
COMITÉ DE HONOR	4
COMITÉ DE ORGANIZADOR	4
COMITÉ DE CIENTÍFICO	5
ÁREAS TEMÁTICAS	7
PROGRAMA CIENTÍFICO DEL CONGRESO	10
CURSOS PRECONGRESO	26
CURSOS ACTUALIZACIÓN	27
SEFM-AAPM JOINT SYMPOSIUM	28
CONFERENCIA INAUGURAL	28
SESIONES PLENARIAS	29
SESIONES SEMIPLENARIAS	29
MESAS REDONDAS	30
DEBATES	30
PONENCIAS INVITADAS	31
SEMINARIOS SOBRE AVANCES TECNOLÓGICOS	33
TRABAJOS ACEPTADOS	35
ÍNDICE DE AUTORES	893

SALUDO DEL PRESIDENTE DEL COMITÉ ORGANIZADOR

Estimados amigas y amigos:

La publicación de este libro constituye el colofón del Tercer Congreso Conjunto de las Sociedades Españolas de Física Médica y Protección Radiológica.

Como sabéis este congreso se llevó a cabo en condiciones muy especiales, con muchas dificultades por una situación de crisis económica que nos cogió de lleno. Como contrapartida tuvimos una inmensa suerte, la asociada al compromiso y al esfuerzo de los compañeros y compañeras de los Comités organizador y científico, que hicieron una labor extraordinaria con muy pocos recursos económicos en la gestión de sus iniciativas. Un total de más de 200 profesionales comprometidos con un programa y unos principios, pertenecientes a Hospitales, centros de investigación, Universidades, instituciones y empresas. Muchas gracias a Pio Carmena, Paco Sanchez Doblado, Manuel Fernández Bordes, Leopoldo Arranz, José Antonio Terrón, Damián Guirado, José Manuel Ordiales y Daniel Roberto en representación de todos ellos.

El Congreso abarcó 17 Áreas temáticas, 461 Comunicaciones científicas (120 comunicaciones orales y 341 pósters), 17 cursos de actualización acreditados, 60 sesiones técnicas, 8 debates y mesas redondas, 9 conferencias magistrales y 20 ponencias. En este libro se recogen el conjunto de las comunicaciones científicas presentadas.

Vaya mi gratitud a los autores de estos trabajos por el esfuerzo y dedicación demostrados y a todos los ponentes, conferenciantes, presidentes de mesa y moderadores por la importante labor realizada en el desarrollo de nuestras especialidades.

Un saludo cordial

Juan José Peña Bernal
Presidente Comité Organizador

CARTA CONJUNTA SEFM Y SEPR

Estimados socios:

El III Congreso Conjunto de las Sociedades Españolas de Física Médica y de Protección Radiológica, celebrado en Cáceres en junio de 2013 ha marcado un hito significativo en tanto que ha supuesto un excelente punto de encuentro para todos los profesionales y con ello ha permitido ofrecer la mejor panorámica de ambas especialidades en la actualidad. Pero además de la perspectiva profesional, el Congreso ha ofrecido un Programa Científico-Técnico de gran nivel y del máximo interés. A través de las diecisiete áreas temáticas en que se distribuyeron los 461 trabajos presentados, en sesiones plenarias, con temas de interés común para todos los congresistas, semiplenarias para temas ya más específicos, mesas redondas y debates, junto con las sesiones de póster, cabe decir que en el Congreso se han recogido todos los temas de interés y novedad de cada una de las disciplinas.

Es por ello que ambas sociedades han decidido hacer un esfuerzo adicional y proceder a preparar la publicación digital completa de los trabajos del Congreso, de forma que esta quede como el mejor legado del mismo, y sirva de referencia para el futuro. Gracias a su formato de libro digital, se puede acceder directamente a cada área temática o a las ponencias de cada autor mediante las herramientas de búsqueda. El formato digital permite hacerlo manejable y práctico. Esperamos que la publicación satisfaga a todos los participantes en el Congreso y también a aquellos socios de la SEFM y la SEPR que no pudieron desplazarse a Cáceres para el evento.

No queremos dejar de recordar y agradecer su esfuerzo a cuantos han contribuido al éxito del Congreso, entre los que hay que destacar a los miembros de los Comités Organizador y Científico, así como a las empresas colaboradoras que han participado en el Congreso. Por supuesto, que el nivel del Congreso ha sido el que le han dado los congresistas que enviaron trabajos de calidad, que ahora se presentan en este libro, y por ello, el mérito es de cada uno en su parcela. Pero para la preparación del libro ha sido clave el esfuerzo de José Manuel Ordiales, Daniel Roberto y José A. Terrón a quienes queremos agradecerles en nombre de todos.

La SEFM y la SEPR son dos ejemplos de sociedades vivas y activas, y es gracias a socios comprometidos y esforzados como ellos y como los que participaron en Congreso que se logran llevar a cabo proyectos tan destacados como este que, desde estas líneas, nos satisface presentar.

Juan José Peña Bernal
Presidente de la SEFM

Eduardo Gallego Díaz
Presidente de la SEPR

COMITÉ DE HONOR

S.M.D. **Juan Carlos de Borbón I**, Rey de España

Excmo. Sr. D. **José Antonio Monago Terraza**, Presidente de la Junta de Extremadura.
Excma. Sra. Dña. D^a **Ana Mato Adrover**, Ministra de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad.
Excmo. Sr. D. **Fernando Jesús Manzano Pedrera**, Presidente de la Asamblea de Extremadura.
Ilma. Sra. Dña. **Elena Nevado del Campo**, Alcaldesa del Excmo Ayuntamiento de Cáceres.
Excmo. Sr. D. **Fernando Marti Scharfhausen**, Presidente del Consejo de Seguridad Nuclear.
Excmo y Magfco. Sr. D. **Segundo Piriz Durán**, Rector de la Universidad de Extremadura.
Excmo Sr. D. **Antonio Zoido Martínez**, Presidente del Consejo Social de la Universidad de Extremadura.
Excmo Sr. D. Sr. D. **Luis Alfonso Hernández Carrón**, Consejero de Salud y Política Social de la Junta de Extremadura.
Ilmo. Sr. D. **Laureano León Rodríguez**, Presidente Excma. Diputación de Cáceres.
Ilmo. Sr. D. **Joaquín García Guerrero**, Director Gerente del Servicio Extremeño de Salud.
Ilmo. Sr. D. **Juan Manuel Moreno Vázquez**, Decano de la Facultad de Medicina de la Universidad de Extremadura.
Ilmo Sr. D. **Cesar Téllez Boente**, Gerente de las Áreas de Salud de Badajoz y Llerena-Zafra.
Ilmo. Sr. D. **Cayetano López Martínez**, Director General del CIEMAT.
Ilmo. Sr. D. **Francisco Gil-Ortega Rincón**, Presidente de ENRESA.
Ilmo. Sr. D. **Eduardo Montes** Presidente de UNESA.
Ilmo. Sr. D. **José Luís González Martínez**, Presidente de ENUSA.
Ilma. Sra. Dña. **María Luisa España López**, Presidenta Sociedad Española de Protección Radiológica.
Ilmo. Sr. D. **Juan José Peña Bernal**, Presidente Sociedad Española de Física Médica.

COMITÉ DE ORGANIZADOR

Presidente: Peña Bernal, Juan José. Facultad de Medicina. UEx. Hospital Infanta Cristina. Badajoz.
Vicepresidente Instituciones e Internacionales: Arranz y Carrillo de Albornoz, Leopoldo. Hospital Ramón y Cajal. Madrid.
Vicepresidente Organización y Economía: Fernández Bordes, Manuel. Hospital Clínico de Salamanca.
Secretario: Ordiales Solís, José Manuel. Hospital de Mérida.
Secretario: Roberto Domínguez, Daniel. Hospital Infanta Cristina. Badajoz.

Vocales

Almendral Manzano, Pedro. Hospital Infanta Cristina. Badajoz.
Baeza Espasa, Antonio. Facultad de Veterinaria. UEx. Cáceres.
Ballester Moll, Bartolomé. Hospital Sant Joan. Alicante.
Falero García, Bernardo. Hospital de Mérida.
Fernández Soto, José Miguel. Hospital Clínico San Carlos. Madrid.
Ferrer García, Natividad. Hospital Ramón y Cajal. Madrid.
García Urra, Fernando. Hospital Infanta Cristina, Badajoz.
Marco Arbolí, Marisa. CIEMAT.
Mancha Mateos, Pedro Javier. Hospital Infanta Cristina. Badajoz.
Marqués Fragueta, Enrique. Hospital Virgen del Puerto. Plasencia.
Pérez Moreno, Juan María. Hospital Sanchinarro. Madrid.
Rosell Herrera, Borja. Central Nuclear de Almaraz. Navalmoral de la Mata.
Rosell Bueno, María Angeles. Facultad de Medicina. UEx. Badajoz.
Suero Rodrigo, Miguel Angel. Hospital V. del Puerto. Plasencia.
Ugarte Pallares, Alejandro. Enresa El Cabril. Córdoba.

COMITÉ CIENTÍFICO

CoPresidente SEPR: **Carmena Servet, Pío**. ENDESA.

CoPresidente SEFM: **Sánchez Doblado, Francisco**. Facultad de Medicina. Universidad de Sevilla.

Secretario **Guirado Llorente, Damián**. Hospital Universitario San Cecilio de Granada

Secretario **Terrón León, José Antonio**. Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla.

Vocales

Antoranz Callejo, José Carlos. Facultad de Ciencias. UNED.

Arráns Lara, Rafael. Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla.

Baró Casanovas, Josep. ACPRO, S.L

Barquero Sanz, Raquel. Hospital Universitario Río Hortega. Valladolid.

Borrás Amoedo, Caridad. WGNIMP Chair.

Bravo Pérez-Tinaco, Borja. TECNATOM.

Brosed Serreta, Antonio. Comité Científico de la SEFM.

Buades Corner, Manuel José. Hospital Virgen de la Arrixaca. Murcia.

Calzado Cantera, Alfonso. Facultad de Medicina. Universidad Complutense.

Carboneras Martínez, Pedro. ENRESA.

Chevalier del Río, Margarita. Facultad de Medicina. Universidad Complutense.

Eudaldo Puell, Teresa. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau.

Gamo Jimenez, José Manuel. ANAV - CN VANDELLOS.

García Vicente, Feliciano. Hospital Universitario La Princesa. Instituto Investigación Sanitaria IIS-IP.

García-Tenorio García-Balmaseda, Rafael. E.T.S.Arquitectura. Universidad de Sevilla.

Gil López, Eugenio. International Atomic Energy Agency.

Ginjaume Egido, Mercè. Instituto de Técnicas Energéticas. Universidad Politécnica de Cataluña Barcelona.

Gómez Rodríguez, Faustino. Facultad de Física. Santiago de Compostela.

Guibelalde del Castillo, Eduardo. Facultad de Medicina. Universidad Complutense.

Hernández Armas, José. Cátedra de Física Médica. Universidad de La Laguna.

Jimenez Cencerrado, Pablo. Organización Panamericana de la Salud. Washington.

Jornet i Sala, Nuria. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau.

Lagares Gonzalez, Juan Ignacio. CIEMAT. Madrid.

Leal Plaza, Antonio. Facultad de Medicina. Universidad de Sevilla.

López Medina, Antonio. Hospital do Meixoeiro. Vigo.

Marí Climent, Josep María. Clínica Universidad de Navarra.

Montes Fuentes, Carlos. Hospital Clínico. Universidad de Salamanca.

Nuñez Martín, Luis. Clínica Pta. de Hierro, Majadahonda. Madrid.

Pérez Calatayud, José. Hospital La Fe. Valencia.

Pifarre Martínez, Javier. Clínica Pta. de Hierro, Majadahonda. Madrid..

Puchal Añe, Rafael. Hospital universitari de Bellvitge.

Ramírez García, Raul. International Atomic Energy Agency.

Real Gallego, Almudena. CIEMAT.

Ribas Morales, Montserrat. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau.

Rodríguez Martí, Manuel. Consejo de Seguridad Nuclear.

Rosales Espizua, Francisco Javier. Hospital Basurto. Bilbao.

Roselló i Ferrand, Joan Vicent. Hospital General de Valencia (ERESA), Universidad de Valencia.

Rueda Fresnedo, Carmen. LAINSA.

Salas Collantes, Rosario. Consejo de Seguridad Nuclear.

Sánchez Nieto, Beatriz. Pontificia Universidad Católica de Chile.

Sanz Freire, Camilo. Centro de Investigación Biomédica de La Rioja - Complejo Hospitalario San Pedro.

Torres Cabrera, Ricardo. Hospital Universitario Río Hortega. Valladolid.

Úbeda Maeso, Alejandro. Hospital Ramón y Cajal. Madrid.

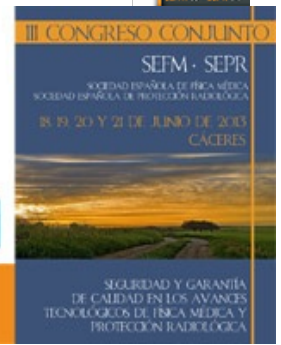
Vega Fernández, José María. Facultad de Medicina. UEx. Badajoz.



Síguenos en:



18, 19, 20 y 21 DE JUNIO · CÁCERES · EXTREMADURA 2013
<http://www.sefmseprextremadura2013.es>



Programa científico del Congreso

El Programa completo puede descargarse en
www.sefmseprextremadura2013.es

Áreas temáticas

	ÁREAS TEMÁTICAS	SUBTEMAS
1	Radiobiología	<ul style="list-style-type: none"> – Efectos de las radiaciones – Epidemiología – Radiobiología clínica – Hipofraccionamiento – Generación de segundo cáncer
2	Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría	<ul style="list-style-type: none"> – Dosimetría externa – Dosimetría interna – Dosimetría de neutrones – Dosimetría biológica – Dosimetrías especiales – Dosimetría computacional – Instrumentación y medida de las radiaciones – Maniqués – Calibración y metrología – Redes de medida de las radiaciones in situ
3	Educación y formación	<ul style="list-style-type: none"> – Pregrado – Posgrado – Especialización – Trabajadores expuestos – Gestión del conocimiento – Desarrollo de capacidades – Redes de conocimiento – E-learning
4	Reglamentación y normativa	<ul style="list-style-type: none"> – Nacional – Internacional – Armonización comunitaria
5	Aspectos sociales y éticos del uso de radiaciones	<ul style="list-style-type: none"> – Cultura de protección radiológica – Implicación de las partes interesadas – Comunicación del riesgo radiológico – Ética profesional – Deontología
6	Radiaciones no ionizantes	<ul style="list-style-type: none"> – Efectos biológicos y epidemiología – Metrología – Exposición del público, profesionales y pacientes

7	Situaciones de exposición existente	<ul style="list-style-type: none"> – Radiación cósmica en vuelo – Radón – Actividades NORM – Otras fuentes de radiación natural – Rehabilitación de terrenos contaminados por accidentes – Herencias del pasado
8	Situaciones de exposición planificada: centrales nucleares y actividades del ciclo de combustible; aplicaciones industriales (radiografía industrial, transporte, seguridad física); instalaciones de investigación	<ul style="list-style-type: none"> – Protección radiológica ocupacional – Protección radiológica del público y medio ambiente: vigilancia radiológica ambiental; estimación del impacto radiológico – Aceleradores, láseres intensos, fusión nuclear, otras instalaciones
9	Residuos radiactivos, desmantelamiento y clausura de instalaciones	<ul style="list-style-type: none"> – Gestión y acondicionamiento de residuos – Instalaciones de almacenamiento y evaluaciones de seguridad – Desmantelamiento de instalaciones – Protección radiológica ocupacional – Protección radiológica del público y medio ambiente
10	Situaciones de exposición en emergencias	<ul style="list-style-type: none"> – Preparación y propuestas de emergencias. Criterios radiológicos – Sistemas de apoyo a la decisión y a la gestión – Tratamiento a personas irradiadas o contaminadas – Incidentes y accidentes pasados y lecciones aprendidas – Sucesos malintencionados – Gestión de la fase de recuperación post-accidente
11	Protección radiológica del público y del medio ambiente	<ul style="list-style-type: none"> – Sistema de protección radiológica del público y del medio ambiente – Radioecología
12	Radioterapia	<ul style="list-style-type: none"> – Dosimetría clínica – Intensidad modulada (IMRT, IMAT, MERT) – Guiada por imagen (IGRT) – Terapia adaptable (ART) – Imagen multimodal para planificación – Estrategias especiales de tratamiento (intraoperatoria, SBRT, hipofraccionamiento) – Sistemas de planificación (imagen, cálculo)

		<p>de dosis absorbida y optimización)</p> <ul style="list-style-type: none"> – Braquiterapia – Protección radiológica del paciente, público y trabajadores – Control de calidad – HIFU (high intensity focussed ultrasound) – Nuevas tecnologías
13	Medicina nuclear	<ul style="list-style-type: none"> – Dosimetría del paciente – PET, SPECT – Análisis y procesado de imagen – Imagen híbrida – Protección radiológica del paciente, público y trabajadores – Control de calidad – Nuevas tecnologías
14	Radiodiagnóstico e intervencionismo médico	<ul style="list-style-type: none"> – Dosimetría del paciente – Rayos X (mamografía, TC, etc.) – RM – US – Almacenamiento, tratamiento y procesado de imagen – Protección radiológica del paciente, público y trabajadores – Control de calidad
15	Biofísica	<ul style="list-style-type: none"> – Biomecánica – Biomateriales – Análisis y procesado de señales biológicas – Funciones fisiológicas
16	Técnicas de modelado y simulación	<ul style="list-style-type: none"> – Monte Carlo – Analítica
17	Otros	

Programa científico del Congreso

		Martes, 18	Miércoles, 19	Jueves, 20	Viernes, 21	
11:30		Cursos Precongreso	Cursos actualización			08:00
			Sesiones plenarias	Semiplenarias		09:00
14:30			Café			10:00
			Mesas redondas-Debates	Comunicaciones		10:30
16:00	SEFM-AAPM Joint Symposium	Cursos Precongreso	Comunicaciones	Conferencia clausura		12:00
19:00				Comida	Copa despedida	
			Semiplenarias			15:30
19:30		Inauguración				16:30
20:00		Conferencia inaugural	Comunicaciones			18:30
21:00			Asambleas y Sesiones poster			21:30
21:30		Recepción oficial	Actos sociales			

Martes 18 de junio

Martes, 18 de junio	
11:30	CP1.-Registro automático de dosis en radiología digital (Taller)
14:30	CP2.- Dosimetría en radioterapia en condiciones de no referencia
16:00	SEFM-AAPM Joint Symposium
19:00	CP3.- La responsabilidad del Jefe de Protección Radiológica
	CP4.- Control de calidad en monitores de radiodiagnóstico médico (Taller)
	CP5.- Verificación y Planificación con Monte Carlo de tratamientos complejos. Limitaciones actuales y perspectiva de los planificadores comerciales.
19:30	INAUGURACIÓN
20:00	CONFERENCIA INAUGURAL: EL LEGADO MUDÉJAR. EL ARTE COMO DIÁLOGO Y TRANSMISIÓN INTERCULTURAL
21:00	
21:30	Recepción oficial

AUDITORIO	
16,00-19,00	<p>SEFM-AAPM Joint Symposium <i>Moderators: Cari Borrás (AAPM) y Joan Roselló (SEFM)</i> <i>Welcome Remarks: Juan José Peña, SEFM President and John D. Hazle, AAPM President</i> Update in Ultrasound Imaging</p> <ul style="list-style-type: none"> ○ Perspective from the United States: <i>Paul L. Carson, University of Michigan, Ann Arbor MI, USA</i> ○ Perspective from Spain: <i>Ana Millán, CONTECSAN, Zaragoza, Spain</i> ○ Discussion <p>Advances in Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy</p> <ul style="list-style-type: none"> ○ State of the Art in Spain: <i>Gracián García, Clínica Hospital Quirón, Valencia, Spain</i> ○ State of the Art in the United States: <i>John D. Hazle, Department of Imaging Physics, UT MD Anderson Cancer Center, Houston TX, USA</i> ○ Discussion and Closing Remarks
19,00-20,00	INAUGURACIÓN DEL CONGRESO
20,00-21,00	<p>CONFERENCIA INAUGURAL:El legado mudéjar.El arte como diálogo y transmisión intercultural. <i>Pilar Mogollón Cano-Cortes. Profesora titular de Historia de la Universidad de Extremadura</i></p>

SALA MALINCHE	
11,30-14,30	CURSO PRECONGRESO 1: Registro automático de dosis en radiología digital (Taller) José Miguel Fernández Soto. Hospital Clínico San Carlos de Madrid (Coordinador) José Ignacio Ten Morón. Hospital Clínico San Carlos de Madrid Julio Almansa López. Hospital U. Virgen de las Nieves de Granada
16,00-19,00	CURSO PRECONGRESO3: La responsabilidad del Jefe de Protección Radiológica Manuel Rodríguez Martí. Consejo de Seguridad Nuclear (Coordinador) Victoria Méndez Sánchez. Consejo de Seguridad Nuclear. Ana Ferrer García. Presidenta de la Audiencia Provincial de Madrid Manuel Fernández Bordes. Hospital Universitario de Salamanca.

SALA GARCIA MATOS	
11,30-14,30	CURSO PRECONGRESO 2: Dosimetría en radioterapia en condiciones de no referencia Faustino Gómez Rodríguez Universidad de Santiago (Coordinador) Araceli Gago Arias Universidad de Santiago Luis Brualla González ERESA. Hospital General Universitario Valencia Hugo Palmans National Physical Laboratory (Londres RU)
16,00-19,00	CURSO PRECONGRESO 5: Verificación y Planificación con Monte Carlo de tratamientos complejos. Limitaciones actuales y perspectiva de los planificadores comerciales. Antonio Leal. Universidad de Sevilla (Coordinador) Ana Ureba Sánchez. Investigadora del Proyecto Desafío integral al cáncer de mama (INNPRONTA) Ana Rita Pereira Barbeiro: Investigadora del Proyecto : Desarrollo teórico y evaluación clínica de la técnica radioterápica con arcoterapia volumétrica modulada (MINECO) Elisa Jiménez Ortega: Investigadora del Proyecto : Radioterapia con haces de electrones modulados (MERT) en combinación con IMRT para el tratamiento de cáncer de mama y cabeza-cuello (Junta de Andalucía) J. Antonio Baeza Ortega: Investigador del Proyecto de Evaluación clínica y desarrollo de un modelo de optimización para la aplicación de la técnica radioterápica VMAT (INNPACTO)

SALA EUROPA	
16,00-19,00	CURSO PRECONGRESO 4: Control de calidad en monitores de radiodiagnóstico médico (Taller) Manuel Fernández Bordes. Hospital Universitario de Salamanca. (Coordinador) Sergio Lozares Cordero. Complejo Hospitalario de Navarra. Santiago Pellejero Pellejero. Complejo Hospitalario de Navarra. Santiago Miquélez Alonso. Complejo Hospitalario de Navarra.

Miércoles 19 de junio

Miércoles, 19 de junio				AVANCES TECNOLÓGICOS SALA MIGUEL HERNANDEZ
08:00	CA1.- Hipofraccionamiento: Justificación biológica	CA2.- Peritajes en Protección Radiológica	CA3.- Fundamentos de SBRT	Nuevos avances en la reducción de dosis (SIEMENS)
09:00	LA PROTECCIÓN DEL PACIENTE EN LOS TRATAMIENTOS MODERNOS DE RADIOTERAPIA			Nuevas herramientas de control de dosis y calidad de imagen en detectores digitales (CARESTREAM)
10:00	Café			Use of a new a-Se hexagonal pixel matrix and the application of dual tomosynthesis angles in mammography (FUJIFILM)
10:30	MR1.- La información dosimétrica y de riesgos a pacientes, familiares, voluntarios y población	MR2.- La nueva Directiva de la UE sobre Normas básicas de Protección Radiológica	D1.- Formación continuada "on line" en PR. Presente y futuro	Controles de calidad en monitores de radiodiagnóstico: legislaciones y usos en Europa (REIM MEDICAL SYSTEM)
12:00	Comunicaciones: Área 11. Protección radiológica del público y del medio ambiente	Comunicaciones: Área 08. Situaciones de exposición planificada	Comunicaciones: Área 02. Detección y medida de las radiaciones	¿Qué aportan los DR? (AGFA)
14:00	Comida			Tomosíntesis e Imagen Sintetizada (Impacto en el diagnóstico mamario. Dosis) (EMSOR)
15:30	ESPECTROMETRÍA Y DOSIMETRÍA DE NEUTRONES		FUNDAMENTOS DE LA ACELERACIÓN DE PARTÍCULAS CARGADAS POR MEDIO DE RADIACIÓN LÁSER INFRARROJO	Philips Healthcare y la reducción de dosis (PHILIPS)
16:30	Comunicaciones: Área 02. Detección y medida de las radiaciones	Comunicaciones: Área 12. Radioterapia	Comunicaciones: Área 16. Técnicas de modelado y simulación	PTW los retos de la dosimetría. CC en Radioterapia t Radiodiagnóstico (PTW IBERIA)
18:30	Asamblea SEPR y Sesión de pósteres			
21:30	Acto social			

AUDITORIO	
08,00-09,00	CURSO ACTUALIZACIÓN 1: Hipofraccionamiento: Justificación biológica Damián Guirado Llorente. Hospital Universitario San Cecilio de Granada (Coordinador). Santiago Velázquez. Hospital Universitario Virgen del Rocío de Sevilla
09,00-10,00	CONFERENCIA PLENARIA 1: La protección del paciente en los tratamientos modernos de radioterapia. <i>Beatriz Sanchez Nieto. Radiofísica y profesora de la Facultad de Física de la Universidad Católica de Chile.</i> Presidente sesión: Francisco Fernandez Moreno Ex consejero del CSN y catedrático emérito de la UAB.
10,30-12,00	DEBATE 1: Formación continuada "on line" en PR. Presente y futuro. Modera: <i>José Hernández Armas</i> Marisa Marco. CIEMAT Rosa Villarroel. Consejo de Seguridad Nuclear Raúl Medina Campos. ACPRO SL
12,00-14,00	SESIÓN COMUNICACIONES ÁREA 12. RADIOTERAPIA. Preside: <i>Carles Muñoz.</i> Coordina: <i>José Carlos Antoranz</i> Ponencia invitada: Evaluación de la respuesta tumoral a partir de imágenes funcionales. <i>Antonio López Medina. Hospital de Meixoeiro. Vigo.</i> Comunicaciones orales: <ul style="list-style-type: none"> Margen al CTV en irradiación simultánea de volúmenes de tratamiento adscritos a distintos marcos anatómicos: el paradigma del Ca. De próstata de alto riesgo con indicación de irradiación ganglionar. <i>Camilo José Sanz Freire</i> Verificación del isocentro de radiación utilizando un sistema electrónico de imagen portal <i>José Ángel Merino Gestoso</i>

	<ul style="list-style-type: none"> Métrica para describir el emborronamiento en PET <i>Carlos Huerga Cabrerizo</i> Evolución temporal de las unidades HOUNSFIELD y su impacto dosimétrico en el cálculo de distribuciones realizadas sobre imágenes de megavoltaje de la unidad de tomoterapia <i>Patricia Sánchez Rubio</i> Verificación de la unión de hemicampos mediante el sistema de imagen portal. <i>Eduardo Pardo Pérez</i> Efecto dosimétrico de las imágenes de doble exposición de campo y posicionamiento en tratamientos de radioterapia de mama <i>Rocío Bermúdez Luna</i>
15,30-16,30	SESIÓN SEMIPLENARIA 1: Espectrometría y dosimetría de neutrones. <i>Francisco Fernández Moreno. UAB</i> Presidenta sesión: M ^a Fernanda Sánchez Ojanguren. Directora técnica de PR del CSN.
16:30-18:30	SESIÓN COMUNICACIONES ÁREA 12. RADIOTERAPIA. Preside: <i>Enrique de Sena</i> . Coordina: <i>José María Vega</i> Ponencia invitada: Nano partículas aplicadas a la radioterapia. <i>Yolanda Prezado.. Centre National de la Recherche Scientifique (CNRS)</i> Comunicaciones orales: <ul style="list-style-type: none"> Evaluación de parámetros del HDV (V20 Y Dmed) en radioterapia adaptada de cáncer de pulmón con diseño de volúmenes pulmonares compuestos (ITV). <i>José Luis Monroy Antón</i> Arcoterapia de intensidad modulada con imagen guiada en el tratamiento de radiocirugía intracraneal. <i>Alfredo Serna Berná</i> Planificación directa o planificación inversa: In medio stat virtus. <i>Domingo Planes</i> Implantación de un nuevo sistema de radioterapia guiada por la imagen basado en luz estructurada. <i>Luis Brualla González</i> Validación y experiencia de un año con un software de cálculo independiente para campos VMAT. <i>Alfredo Serna Berná</i> Aplicación de la técnica de SBRT con sistema de compresión EXACRADLE e IGRT. <i>Santiago Velázquez Miranda</i>

SALA MALINCHE	
08,00-09,00	CURSO ACTUALIZACIÓN 2: Peritajes en Protección Radiológica. Rosario Salas. Consejo de Seguridad Nuclear (Coordinadora) Victoria Méndez Sánchez. Subdirectora general de Asesoría Jurídica, Consejo de Seguridad Nuclear.
10,30-12,00	MESA REDONDA 2: La nueva Directiva de la UE sobre Normas básicas de Protección Radiológica. Manuel Rodríguez Martí. Consejo de Seguridad Nuclear. (Coordinador) Eliseo Vañó Caruana. Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid. Ignacio Amor Calvo. Consejo de Seguridad Nuclear. Isabel Villanueva Delgado. Consejo de Seguridad Nuclear.
12,00-14,00	SESIÓN COMUNICACIONES ÁREA 02. DETECCIÓN Y MEDIDA DE LAS RADIACIONES. Preside: <i>Teresa Navarro</i> . Coordina: <i>José Antonio Terrón</i> . Ponencia invitada: Análisis estadístico de la dosimetría personal de trabajadores expuestos. <i>Francisco Javier Sánchez Muñoz. Hospital Universitario La Paz.</i> Comunicaciones orales: <ul style="list-style-type: none"> Acción EURADOS para la determinación de Americio en cráneo mediante medidas in- vivo y simulación Monte Carlo. <i>María Antonia López Ponte</i> Caracterización de detectores de neutrones de B+ZnS(Ag) como alternativa a los detectores de He-3. <i>Alfredo Lorente Fillol</i> El nuevo laboratorio de patrones neutrónicos del CIEMAT. <i>Roberto Méndez Villafañe</i> Análisis mediante simulación Monte Carlo de la medida in-vivo de ²⁴¹Am utilizando maniqués de cráneo. <i>Montse Moraleda Chaves</i> Validación de la técnica de fosforimetría cinética inducida por láser para la determinación de la

	<p>concentración de uranio en orina. <i>Carolina Hernández González</i></p> <ul style="list-style-type: none"> Validación de la cuantificación de actividad de emisores beta en orina mediante espectrometría de centelleo en fase líquida. <i>Carolina Hernández González</i>
15,30-16,30	<p>SESIÓN SEMIPLENARIA 2: Fundamentos de la aceleración de partículas cargadas por medio de radiación láser infrarrojo. <i>Luis Roso Franco. Director del Centro de Láseres pulsados (CLPU). Salamanca</i> <i>Presidente sesión: Rafael Arrans. HU Virgen de Macarena. Sevilla</i></p>
16:30-18:30	<p>SESIÓN COMUNICACIONES ÁREA 6. RADIACIONES NO IONIZANTES. <i>Preside: Diego E. Burgos. Coordina: Alejandro Úbeda</i> Ponencia invitada: Avances o perspectivas sobre una nueva normativa europea de protección ocupacional ante radiaciones no ionizantes (RNI). <i>Eduardo Guibelalde del Castillo. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid</i> Comunicaciones orales:</p> <ul style="list-style-type: none"> Acción antiadipogénica de campos magnéticos débiles: un modelo para el estudio de la etiología de la lipoatrofia semicircular en medios ocupacionales. <i>Alejandro Úbeda Maeso</i> Estudio mediante luz estructurada de la topografía de la espalda de jugadores de baloncesto y fútbol. <i>Rosa María Cibrián Ortiz de Anda</i> Evaluación mediante termografía de lesiones traumatológicas pediátricas. <i>M^a Rosario Salvador Palmer</i> Diseño de un maniquí para espectroscopía por resonancia magnética de protón. Resultados preliminares de su aplicación. <i>Victoria Parra Osorio</i> Estudio de los efectos de la radiación GSM en pacientes con hipersensibilidad electromagnética mediante magnetoencefalografía. <i>Ceferino Maestú Unturbe</i>

SALA GARCIA MATOS	
08,00-09,00	<p>CURSO ACTUALIZACIÓN 3: Fundamentos de SBRT <i>Feliciano García Vicente. Hospital U La Princesa. Instituto Investigación Sanitaria IISIP (Coordinador)</i> <i>Pedro Fernández Letón. Hospital Madrid Norte-Sanchinarro</i></p>
10,30-12,00	<p>MESA REDONDA 1.- La información dosimétrica y de riesgos a pacientes, familiares, voluntarios y población. <i>Núria Jornet i Sala. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona. (Coordinadora)</i> <i>Piluca Nuñez. Foro Nuclear</i> <i>Paloma Marchena. TECNATOM</i> <i>Carles Muñoz Monplet. Instituto Catalán de Oncología. Gerona.</i> <i>Reinerio Fernández. Clínica Radioterapia Cáceres.</i></p>
12,00-14,00	<p>SESIÓN COMUNICACIONES ÁREA 11. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE. <i>Preside: Lucila Ramos. Coordina: Rosario Salas</i> Ponencia invitada: Respuesta de la Red de Vigilancia Radiológica Ambiental Nacional al accidente de Fukushima. <i>Lucila Ramos. Consejo de Seguridad Nuclear.</i> Comunicaciones orales:</p> <ul style="list-style-type: none"> Determinación de plutonio en muestras de orina de 24h mediante ICP-SFMS y AMS. <i>Abel Yllera de Llano</i> Evaluación de la transferencia del ³H de la lluvia a los hongos en dos zonas, próxima y alejada de la central nuclear de Almaraz. <i>Antonio Baeza Espasa</i>

	<ul style="list-style-type: none"> Evaluación del impacto radiactivo en las áreas limítrofes a las balsas de fosfoyeso previo a su restauración. <i>Juan Pedro Bolívar Raya</i> Determinación de 230Th mediante ICP-MS durante el control de las actividades de restauración de un área de terreno contaminada con estériles de minería del uranio. <i>Nuria Navarro</i> Veinte años de la Red de Estaciones Automáticas (REA) de Vigilancia radiológica Ambiental del CSN. <i>Cristina Parages Pérez del Yerro</i> Influencia de la geometría de calibración en la determinación de emisores gamma en filtros de carbón activo. <i>Montserrat Llauradó</i>
16:30-18:30	<p>SESIÓN COMUNICACIONES ÁREA 02. DETECCIÓN Y MEDIDA DE LAS RADIACIONES. Preside: <i>Facundo Ballester Pallarés</i>. Coordina: <i>Camilo Sanz</i> Ponencia invitada: Nuevos instrumentos para espectrometría neutrónica en tiempo real. <i>Roberto Bedogni. Istituto Nazionale di Fisica Nucleare. Laboratori Nazionali di Frascati</i> Comunicaciones orales:</p> <ul style="list-style-type: none"> Desarrollo de un sistema de espectrometría pasivo para la caracterización neutrónica de un ciclotrón. <i>Roberto Méndez Villafañe</i> Estudio de la dependencia de la cámara de ionización SOURCECHECK con la presión. <i>Ana María Tornero López</i> Simulación de nuevos espectrómetros basados en detectores de estado sólido para dosimetría de neutrones en campos pulsados. <i>José María Gómez Ros</i> Necesidad de monitorizar las componentes particulada y gaseosa del 131I en aire, en redes automáticas de vigilancia radiológica. Impacto en España del accidente de Fukushima Dai-Ichi. <i>Antonio Salvador Baeza Espasa</i> Nuevo método de medida in vivo de la contaminación interna en cuerpo entero con detectores de germanio de alta resolución. Respuesta rápida en contaminaciones cruzadas. <i>Juan Francisco Navarro Amaro</i> Estudio experimental y por MonteCarlo de un prototipo de hodoscopio de fibras ópticas para aplicaciones de alta resolución. <i>Facundo Ballester Pallarés</i>

SALA EUROPA	
08,00-09,00	<p>CURSO ACTUALIZACIÓN 4: Evaluaciones de riesgos de efectos biológicos en el embrión y el feto. <i>Almudena Real. CIEMAT (Coordinadora)</i> <i>Jesús Romero. Hospital Puerta de Hierro. Madrid.</i></p>
10,30-12,00	<p>DEBATE 2.- IMRT directa-inversa. <i>Feliciano García Vicente. Hospital Universitario La Princesa. Inst. Inv. Sanitaria IIS-IP (Coordinador).</i> <i>Rafael Arráns Lara. Hospital Virgen Macarena. Sevilla.</i> <i>Joan Roselló i Ferrando. Hospital General de Valencia (ERESA), Universidad de Valencia.</i> <i>Jaime Martínez Ortega. Hospital universitario de Puerta de Hierro. Majadahonda. Madrid.</i></p>
12,00-14,00	<p>SESIÓN COMUNICACIONES ÁREA 08. SITUACIONES DE EXPOSICIÓN PLANIFICADA. Preside: <i>Eugenio Gil</i>. Coordina: <i>Borja Bravo</i>. Ponencia invitada: Armonización de prácticas de control radiológico en CCNNEE. Armonización en CCNNEE de la aplicación de la instrucción IS-31CSN. <i>Bautista Fernández Benítez. Iberdrola</i> Comunicaciones orales:</p> <ul style="list-style-type: none"> Vigilancia radiológica de los trabajadores expuestos durante las actividades de movimiento de tierras del área del Montecillo del CIEMAT. <i>M^a Teresa Ortiz Ramis</i> Vigilancia radiológica de la instalación radiactiva Ir-33 del CIEMAT (Laboratorio de patrones neutrónicos). <i>Alicia Álvarez García</i> Comparativa de un análisis determinista y probabilista del impacto radiológico en una central nuclear PHWR. <i>Juan Carlos Mora Cañadas</i> Base de datos para el registro de vigilancias radiológicas en las instalaciones radiactivas del

	<p>CIEMAT. <i>Alicia Álvarez García</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Uso del musgo y líquen como organismos indicadores de la radiactividad en el aire. <i>Catalina Gascó Leonarte</i> • Vigilancia radiológica durante la última fase del desmantelamiento de la instalación in-04 del CIEMAT. <i>Alicia Álvarez García</i>
<p>16:30-18:30</p>	<p>SESIÓN COMUNICACIONES ÁREA 16. TÉCNICAS DE MODELADO Y SIMULACIÓN. Preside: <i>Cristina Picón</i>. Coordina: <i>Juan Ignacio Lagares</i> Ponencia invitada: Implementación de un modelo en GEANT4 de un acelerador en CloudMC, una aplicación web para la paralelización de simulaciones Monte Carlo en la nube. <i>Héctor Miras del Río. Hospital Universitario Virgen de la Macarena. Sevilla.</i> Comunicaciones orales:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Modelo de fuentes de contaminación de electrones para radioterapia de haces de fotones. <i>Wilfredo González Infantes</i> • Control de calidad de la arcoterapia volumétrica modulada (VMAT) basado en simulación Monte Carlo. <i>Ana Rita Pereira Barbeiro</i> • CARMEN: Un sistema de planificación Monte Carlo basado en programación lineal a partir de aberturas directas. <i>Ana Ureba Sánchez</i> • Modelado del colimador optifocus de siemens en un componente module de BEAMNRC . <i>Victor Laliena Bielsa</i> • Estimación del impacto radiológico ambiental en caso de liberación accidental de radionucleidos en un reactor de fusión DCLL. <i>José María Gómez Ros</i> • Modelo computacional de crecimiento tumoral para la línea celular MCF-7 de esferoides multicelulares. <i>Samuel Ruiz Arrebola</i>

Jueves 20 de junio

Jueves, 20 de junio					
08:00	CA5.- Métodos de postprocesado de la imagen médica	CA6.- Tecnología híbrida: PET-RM-LINAC	CA7.- Aplicación de códigos para la evaluación del impacto radiológico en el público y medio ambiente	CA8.- FFF (Flattening Filter Free) ¿Por qué?	AVANCES TECNOLÓGICOS SALA MIGUEL HERNANDEZ Avances en CT y sistemas de reducción de dosis (TOSHIBA)
09:00	LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LA REHABILITACIÓN DE FUKUSHIMA				Avances tecnológicos para una braquiterapia más eficiente (NUCLETRÓN)
10:00	Café				Desarrollos presentes y futuros para una radioterapia de excelencia (ELEKTA)
10:30	MR3.- Las actuaciones de PR en las centrales nucleares españolas derivadas del accidente de Fukushima y las Pruebas de Resistencia	MR4.- Presente y futuro de la especialidad de Radiofísica. Máster de Física Médica	D3.- Bases para la protección ante radiaciones no ionizantes en ambientes residenciales y ocupacionales: dos enfoques complementarios	D4.- ¿Dosimetría individualizada para pacientes en diagnóstico?	Tecnology overview of Hitachi Particle Therapy System (Hadrones) (HITACHI)
12:00	Comunicaciones Área 9 y 10. Residuos, desmantelamiento y clausura de instalaciones. Situaciones de exposición en emergencias	Comunicaciones: Área 03. Educación y formación	Comunicaciones: Área 12. Radioterapia	Comunicaciones: Área 14. Radiodiagnóstico e intervencionismo médico	The TrueBeam™ and integrated software system (VARIAN)
14:00	Comida				Presentation the New Proteus Compact System (IMPT (IBA)
15:30	EL ALMACEN CENTRALIZADO ESPAÑOL DE COMBUSTIBLE NUCLEAR (ATC)		DOSIMETRÍA DE REFERENCIA: HOJAS NUEVAS QUE NO DEJAN VER EL ÁRBOL		VERO, Dosimetry Challenges for a new SBRT concept (BRAINFAB)
16:30	Comunicaciones: Área 02. Detección y medida de las radiaciones	Comunicaciones: Área 11. PR del Público y del medio Ambiente	Comunicaciones: Área 1/12. Radiobiología y Radioterapia	Comunicaciones: Área 13. Medicina Nuclear	Verificación trat y VNAT con Mobius-D y detector de centelleo Extradin W1 (APLICACIONES IND)
18:30	Asamblea SEFM y sesión de pósteres				
21:30	Cena				

AUDITORIO	
08,00-09,00	CURSO ACTUALIZACIÓN 5: Métodos de postprocesado de la imagen médica. Joan Roselló i Ferrando. Hospital Gral. de Valencia (ERESA), Universidad de Valencia (Coordinador) José Carlos Antoranz. Departamento de Física, Matemáticas y Fluidos de la UNED. Madrid.
09,00-10,00	CONFERENCIA PLENARIA 1: La protección radiológica en la rehabilitación de Fukushima. <i>Eduardo Gallego Díaz. Catedrático de la UPM y Vicepresidente de la SEPR.</i> <i>Preside la sesión: Jose Luis Gonzalez. Presidente de ENUSA</i>
10,30-12,00	MESA REDONDA 4: Presente y futuro de la especialidad de Radiofísica. Máster de Física Médica. Modera: <i>Teresa Eudaldo Puell. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona (Coordinadora)</i> <i>Montserrat Ribas. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona</i> <i>Leopoldo Arranz. Hospital Ramón y Cajal. Madrid</i> <i>Eliseo Vañó. Universidad Complutense de Madrid. Hospital Clínico San Carlos de Madrid.</i> <i>Eduardo Guibelalde del Castillo. Universidad Complutense de Madrid</i>
12,00-14,00	SESIÓN COMUNICACIONES ÁREA 14. RADIODIAGNÓSTICO E INTERVENCIONISMO MÉDICO. Preside: <i>Manuel José Buades</i> Coordina: <i>Xavier Pifarré</i> Ponencia invitada: Tomosíntesis. Fundamentos físicos y evolución. <i>Margarita Chevalier. Universidad Complutense de Madrid</i> Comunicaciones orales: <ul style="list-style-type: none"> Implicaciones del nuevo límite de dosis en cristalino en la protección radiológica ocupacional en intervencionismo. <i>María Roch González</i> Estudio de la protección de campos quirúrgicos estériles de protección radiológica en procedimientos intervencionistas de larga duración. <i>Leticia Soria Ruiz-Ogarrio</i> Mejora del contraste de microcalcificaciones en mamografías digitales mediante el empleo de filtros fractales direccionales. <i>Rocío Sánchez Montero</i> Dosis a pacientes y a profesionales en cardiología intervencionista: avances del grupo multicéntrico DOCCACI. <i>Roberto M. Sánchez Casanueva</i>

	<ul style="list-style-type: none"> • Simulación Monte Carlo de campos de radiación dispersa en radiología intervencionista. <i>M. Amor Duch Guillén</i> • Contribución del proyecto DOPOES a DOSE DATAMED 2. <i>Rafael Ruiz Cruces</i>
15,30-16,30	<p>SESIÓN SEMIPLLENARIA 3: Dosimetría de referencia: hojas nuevas que no dejan ver el árbol. <i>Pedro Andreo. Karolinska University</i> <i>Preside la sesión: Pedro Galán. Hospital U. C. Haya. Málaga.</i></p>
16:30-18:30	<p>SESIÓN COMUNICACIONES ÁREA 13. MEDICINA NUCLEAR. <i>Preside: Josep M^a Martí Coordina: Rafael Puchal</i> Ponencia invitada: Protocolo de dosimetría en hipertiroidismo. <i>Raquel Barquero Sanz. Hospital Universitario Río Hortega. Valladolid.</i> Comunicaciones orales:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Comparación dosimétrica actividad fija-actividad individualizada en el tratamiento de la enfermedad de Graves con I131. <i>Jesús M^a Melgar Pérez</i> • Criterios de calidad en cirugía radioguiada para detección y extirpación de ganglio centinela en lesiones no palpables. <i>Daniel Prieto Morán</i> • Método automático de detección de artefactos para el control de la uniformidad tomográfica en SPECT. <i>Gabriel Reynes-Llompert</i> • Implantación del procedimiento de alta radiológica del foro sobre protección radiológica en el medio sanitario. <i>Juan Castro Novais</i> • Método ciego de clusterización para la evaluación de la dosis recibida por el personal en dos métodos de administración de radiofármacos. <i>Julio Alberto Ramos</i> • Análisis de incertidumbres en un método individualizado de estimación de actividad de 131I para el paciente hipertiroideo. <i>Antonio Jesús Orellana Salas</i>

SALA MALINCHE	
08,00-09,00	<p>CURSO ACTUALIZACIÓN 6: Tecnología híbrida: PET-RM-LINAC. <i>Montserrat Ribas Morales. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona (Coordinadora)</i> <i>Adolfo Velasco Crespo, PhD. Philips Ibérica.</i> <i>Dr. Falk Uhlemann. Philips Technologie GmbH. Innovative Technologies, Research Laboratories. Germany</i></p>
10,30-12,00	<p>MESA REDONDA 3. Las actuaciones de PR en las centrales nucleares españolas derivadas del accidente de Fukushima y las Pruebas de Resistencia. <i>Juan Manuel Gamo. Asociación Nuclear Ascó Vandellós II (Coordinador)</i> <i>Eduardo Sollet. C.N. Cofrentes. Iberdrola</i> <i>José Ignacio Serrano. Consejo de Seguridad Nuclear</i> <i>Ana Prim. Asociación Nuclear Ascó Vandellós II</i></p>
12,00-14,00	<p>SESIÓN COMUNICACIONES ÁREA 03. EDUCACIÓN Y FORMACIÓN. <i>Preside: Francisco J. Dalmases Coordina: Eduardo Guibelalde</i> Ponencia invitada: La enseñanza de la física médica en el contexto del espacio europeo de educación superior. <i>Rosa Cibrían. Universidad de Valencia</i> Comunicaciones orales:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Dosimetría ocupacional en tiempo real en salas de hemodinámica. Utilidad del sistema DOSE-AWARE como herramienta formativa. <i>María Pinto Monedero</i> • Análisis de parámetros cuantificables para el diseño de un perfil de cursos de formación online. <i>José Luis Monroy Antón</i> • Los cursos de protección radiológica para residentes. La experiencia en la región de Murcia. <i>Bonifacio M. Tobarra González</i> • Implementación del aprendizaje basado en problemas de la física médica y la protección radiológica en una facultad de medicina. <i>Carles Muñoz Montplet</i> • Experiencia en la impartición del máster semipresencial en protección

	<p>radiológica en instalaciones radiactivas y nuclear. <i>Patricia Mayo Nogueira</i></p> <ul style="list-style-type: none"> Formación de personal técnico, especializado en radiaciones ionizantes. <i>A. Daoud</i>
15,30-16,30	<p>SESIÓN SEMIPLENARIA 4: El almacén centralizado español de combustible nuclear (ATC). <i>Pablo Zuloaga Lalana y Julio Astudillo Pastor. ENRESA</i> <i>Preside la sesión: Alvaro Rodríguez Beceiro. ENRESA</i></p>
16:30-18:30	<p>SESIÓN COMUNICACIONES ÁREA 02. DETECCIÓN Y MEDIDA DE LAS RADIACIONES. <i>Preside: Bonifacio Tobarra. Coordina: Antonio Brosed</i> Ponencia invitada: Laboratorio de calibración en niveles de terapia de la USC. <i>Diego Miguel González-Castaño. Universidad de Santiago de Compostela.</i> Comunicaciones orales:</p> <ul style="list-style-type: none"> Pruebas de aceptación para electrómetros usados en radioterapia: propuesta y estudio comparativo. <i>Miguel Moreno-Torres Tirado</i> Comparación bilateral 2012 entre laboratorios de calibración dosimétrica españoles para las calidades ISO: S-Cs y S-Co. <i>Néstor Armando Cornejo Díaz</i> Metodología para la caracterización y trazado radiactivo de un material de referencia para el control radiactivo en acerías. <i>Marcos Mejuto Mendieta</i> Un nuevo método para la dosimetría con películas radiocrómicas. <i>Ignasi Méndez Carot</i> Desarrollo de un procedimiento de calibración de medidores de producto kerma-área. <i>Mercé Ginjaume Egido</i> Desarrollo y calibración de equipos automáticos de medida en tiempo real de la radiactividad ambiental mediante espectrometría gamma. <i>Ramón Casanovas Alegre</i>

SALA GARCIA MATOS

	<p>CURSO ACTUALIZACIÓN 8: FFF (Flattening Filter Free) ¿Por qué? <i>José Antonio Terrón León. Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla (Coordinador)</i> <i>Ignasi Modolell i Farré. Instituto Catalán de Oncología. Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. L'Hospitalet de Llobregat (Barcelona)</i></p>
08,00-09,00	
10,30-12,00	<p>DEBATE 4. ¿Dosimetría individualizada para pacientes en diagnóstico? <i>Julio Almansa López. Hospital Virgen de las Nieves. Granada (Coordinador)</i> <i>Cari Borrás. Consultora en Física Médica y Protección Radiológica del George Washington University School of Medicine and Health Sciences.</i> <i>Antonio Gil. Hospital General de Ciudad Real.</i> <i>Rafael Ruiz Cruces. Facultad de Medicina. Universidad de Málaga.</i> <i>Fernando Martínez- Moras.UTPR X-Pert</i></p>
12,00-14,00	<p>SESIÓN COMUNICACIONES ÁREA 12. RADIOTERAPIA. <i>Preside: José Manuel Ordiales</i> <i>Coordina: Damián Guirado</i> Ponencia invitada: Radioterapia con haces de fotones y electrones modulados (IMRT + MERT). <i>Antonio Leal. Universidad de Sevilla.</i> Comunicaciones orales:</p> <ul style="list-style-type: none"> Evaluación de errores de posicionamiento del paciente mediante CONE BEAM CT de megavoltaje. <i>Juan García Ruiz-Zorrilla</i> Podemos reducir el riesgo de enfermedad cardíaca en tratamientos de mama izquierda? Respiración contenida. <i>Naiara Fuentemilla Urio</i> Análisis del modelo de seguimiento de lesiones pulmonares del sistema CYBERKNIFE. <i>Alejandro Floriano Pardal</i> MCVERIF: Una aplicación informática para la verificación Monte Carlo de tratamientos de radioterapia. <i>Víctor Laliena Bielsa</i> Influencia dosimétrica del movimiento tumoral en distintos tipos de planificación de radioterapia estereotáxica de pulmón. <i>Víctor González Pérez</i> ACUROS XB: Impacto dosimétrico de artefactos geométricos heterogéneos de baja densidad.

	<i>Diego Jurado Bruggeman</i>
16:30-18:30	<p>SESIÓN COMUNICACIONES ÁREA 1/12. RADIOBIOLOGÍA Y RADIOTERAPIA. Preside: <i>Francisco Pino</i>. Coordina: <i>José Pérez</i> Ponencia invitada: Últimos avances en Braquiterapia. Recomendaciones AAPM-ESTRO del grupo HEBD. <i>José Pérez Calatayud. Hospital La Fe. Valencia y Facundo Ballester Pallarés</i></p> <p>Comunicaciones orales:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Seguimiento estadístico de la calibración de las semillas de I-125 empleadas en braquiterapia. <i>Ana María Tornero López</i> • Caracterización dosimétrica de la fuente CSM40 de Cs-137. <i>Javier Vijande Asenjo</i> • Cálculo Monte Carlo de dosis equivalente a órganos en un tratamiento de próstata con braquiterapia de alta tasa. <i>Cristian Candela Juan</i> • Daño por radiación a nivel molecular: nanodosimetría. <i>Gustavo García Gómez-Tejedor</i> • Interrupciones de tratamiento: estadística, causas y manejo en un servicio de radioterapia <i>Alejandro Ferrando Sánchez</i> • Valoración de la radiosensibilidad y correlación entre dosimetría biológica y física en un caso de radiología vascular. <i>Alegría Montoro Pastor</i>

SALA EUROPA	
08,00-09,00	<p>CURSO ACTUALIZACIÓN 7: Aplicación de códigos para la evaluación del impacto radiológico en el público y medio ambiente. <i>Rosario Salas Collantes. CSN (Coordinadora)</i> <i>Juan Carlos Mora. CIEMAT</i> <i>Almudena Real Gallego. CIEMAT</i></p>
10,30-12,00	<p>DEBATE 3. Bases para la protección ante radiaciones no ionizantes en ambientes residenciales y ocupacionales: dos enfoques complementarios. <i>Alejandro Úbeda. Hospital Ramón y Cajal. Madrid (Coordinador)</i> <i>Ceferino Maestú Unturbe. Centro de Tecnología Biomédica (CTB). Parque Científico y Tecnológico de la UPM</i> <i>Francisco Vargas Marcos. Dirección General de Salud pública, Calidad e Innovación del Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad.</i></p>
12,00-14,00	<p>SESIÓN COMUNICACIONES ÁREA 9 Y 10. RESIDUOS RADIACTIVOS, DESMANTELAMIENTO Y CLAUSURA DE INSTALACIONES. SITUACIONES DE EXPOSICIÓN EN EMERGENCIAS. Preside: <i>Juan Manuel Campayo</i>. Coordina: <i>Carmen Rueda</i> Ponencia invitada: La Protección Radiológica en el desmantelamiento de instalaciones nucleares <i>Maria Teresa Ortiz Ramis. ENRESA</i></p> <p>Comunicaciones orales:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Guía técnica de gestión de materiales residuales con contenido radiactivo en centros de investigación biológica. <i>Mª Teresa Macías Domínguez</i> • Desclasificación de un laboratorio de marcado radiactivo del CIEMAT. <i>Luis Yague Rodriguez</i> • Metodología de medida de muestras vegetales procedentes de un terreno afectado por contaminación residual debida a estériles de minería del uranio. <i>Nuria Navarro Ortega</i> • Recomendaciones de actuación en caso de colar hasta semiproducto, tras detectar material radiactivo en proceso de fusión de acero. <i>María Carmen López Rodríguez</i> • Herramientas de ayuda a la gestión de áreas habitadas contaminadas. <i>Eduardo Gallego Díaz</i> • Desarrollo de los escenarios susceptibles de utilizarse en un ejercicio nacional de coordinación y gestión a largo plazo tras una emergencia nuclear. <i>Milagros Montero Prieto</i>
16:30-18:30	<p>SESIÓN COMUNICACIONES ÁREA 11. PR DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE. Preside: <i>David Cancio</i> Coordina: <i>Pío Carmena</i> Ponencia invitada: Radioecología en España. Principales resultados. <i>José Gutiérrez. CIEMAT</i></p> <p>Comunicaciones orales:</p>

- Avances en el marco regulador de la protección contra el radón en España. *M. García Talavera*
- Disponibilidad del Uranio presente en el fango generado en dos Estaciones de Tratamiento de Agua Potable. *Ana Muñoz Serrano*
- Niveles de concentración de radionucleidos emisores alfa en aguas de origen natural. Implicaciones en el uso de los distintos radionucleidos de referencia para la determinación del índice de actividad alfa total. *Jose Angel Corbacho*
- Dosis poblacionales por estudios de medicina nuclear en España (DOMNES). Contribución del proyecto DOMNES a DOSE DATAMED 2. *Natividad Ferrer García*
- Contenido radioactivo en aguas subterráneas de la isla de Tenerife (Canarias). *María López Pérez*
- Evaluación del posible impacto en el medioambiente de la instalación de El Cabril utilizando la herramienta ERICA. *Almudena Real Gallego*

Viernes 21 de junio

Viernes, 21 de junio					
08:00	CA9.- Control del movimiento respiratorio en radioterapia.	CA10.- Determinación de las dosis en TC CONE BEAM.	CA11.- Protección Radiológica y gestión de residuos NORM	CA12.- ¿Cómo se escribe y presenta un trabajo científico?	AVANCES TECNOLOGICOS SALA MIGUEL HERNANDEZ
09:00	CULTURA DE SEGURIDAD RADIOLÓGICA Y PARTICIPACIÓN DE LA SOCIEDAD		HANDRONTERAPIA: FUNDAMENTOS, PRESENTE Y FUTURO		3DVH con ArcCHECK: Control de calidad clínicamente relevante. 3D SCANNER: Un nuevo paso hacia el fantoma de agua del futuro (DTA Sun Nuclear)
10:00	Café				
10:30	Comunicaciones Área 14. Radiodiagnóstico e intervencionismo médico	Comunicaciones: Área 12. Del Control de Calidad a la Gestión de Calidad (in memoriam Hans Svensson)	Comunicaciones: Área 4/5/7. Reglamentación y normativa. Aspectos sociales y éticos del uso de radiaciones. Situaciones de exposición existente	Comunicaciones: Área 13. Medicina Nuclear	Gestión y control de la dosis al paciente (GENERAL ELÉCTRICA) AeroDR portable solution, la solución para portátiles analógicos de RX (KONICA SAKURA)
12:30	LA FILOSOFÍA DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y SUS DESAFÍOS FUTUROS				
13:30	CLAUSURA				
14:00	Copa de despedida				

AUDITORIO	
08,00-09,00	CURSO ACTUALIZACIÓN 9: Control del movimiento respiratorio en radioterapia. José Antonio Terrón. Hospital U. Virgen Macarena. Sevilla (Coordinador) Pablo Carrasco de Fez. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona
09,00-10,00	CONFERENCIA SEMIPLENARIA 5: Handronterapia: fundamentos, presente y futuro. <i>Alejandro Mazal. Instituto Curie. Paris.</i> <i>Preside la sesión: Pedro Fernández Letón. Hospital Madrid-Norte.</i>
10,30-12,30	SESIÓN COMUNICACIONES ÁREA 14. RADIODIAGNÓSTICO E INTERVENCIONISMO MÉDICO. <i>Preside: M^a Ángeles Rivas. Coordina: Margarita Chevalier</i> Ponencia invitada: Una alternativa para el control de calidad en mamografía y tomosíntesis. <i>Hugo de las Heras Gala. QUART</i> Comunicaciones orales: <ul style="list-style-type: none"> • Reducción de dosis a paciente y mejora de la calidad de imagen mediante un nuevo algoritmo de reconstrucción iterativo en T. <i>Artur Latorre Musoll</i> • Medidas con un maniquí de la calidad de imagen en exámenes de TC coronario. <i>Diego García Pinto</i> • Uso de nuevos complementos de image J para el control de calidad de sistemas CR y DR. <i>José Olasolo Alonso</i> • Cálculo de dosis en maniqués antropomórficos ICRP 110 mediante simulación de protocolos generales para un equipo de TC de 320 secciones. <i>María Cros Torrents</i> • Optimización de la dosis absorbida en estudios de TC pediátricos según la metodología del report N°204 de la AAPM. <i>Jorge Hernández Rodríguez</i> • Detectabilidad de bajo contraste en TC. comparación entre observadores humanos y un modelo de observador. <i>Irene Hernández Girón</i>
12,30-13,30	SESIÓN PLENARIA 3: La filosofía de la protección radiológica y sus desafíos futuros. <i>Abel González.</i> <i>Miembro de la Autoridad Regulatoria de Argentina; Vicepresidente de la ICRP; Representante en UNSCEAR y Miembro de la Comisión de Normas de Seguridad del OIEA.</i> <i>Preside la sesión: Rosario Velasco. Vicepresidenta del CSN</i>

SALA MALINCHE	
08,00-09,00	<p>CURSO ACTUALIZACIÓN 10: Determinación de las dosis en TC CONE BEAM. Alfonso Calzado Cantera. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid (Coordinador) Juan José Morant Echevarne Universidad Rovira y Virgili. Tarragona Jacob Geleijns Leiden University Medical Centre</p>
09,00-10,00	<p>CONFERENCIA SEMIPLENARIA 6: Cultura de seguridad radiológica y participación de la sociedad. <i>Fernando González.</i> <i>Preside la sesión: Javier Guerra. TECNATOM</i></p>
10,30-12,30	<p>SESIÓN COMUNICACIONES ÁREA 12. RADIOTERAPIA (in memoriam Hans Svensson) <i>Preside: Cristina Picón Coordina: Luis Núñez</i> Ponencia invitada: Del Control de Calidad a la Gestión de Calidad. Un recuerdo a Hans Svensson. <i>Luis Núñez. Clínica Puerta de Hierro, Majadahonda. Madrid. Pedro Andreo. Karolinska University Hospital. Stockholm University</i> Comunicaciones orales:</p> <ul style="list-style-type: none"> • ERI y experiencia clínica inicial con DOSIMETRY CHECK, Un software comercial para dosimetría in vivo volumétrica. <i>Mª Carmen Pujades Claumarchirant</i> • Método para la calibración de las mandíbulas asimétricas en técnicas de hemicampos y efectos en la práctica clínica. <i>Víctor Hernández Masgrau</i> • Una nueva implementación del análisis multicanal en la dosimetría mediante películas radiocrómicas. <i>César Rodríguez Rodríguez</i> • Verificación de tratamientos hipofraccionados de tomoterapia helicoidal. <i>María Pinto Monedero</i> • Análisis de la incertidumbre de diodos semiconductores en dosimetría in vivo de tratamientos de braquiterapia. <i>Rafael Colmenares Fernández</i> • ¿Es el índice gamma un criterio realmente adecuado para el control de calidad de planes de tratamiento de IMRT? <i>Juan María Pérez Moreno</i>

SALA GARCIA MATOS	
08,00-09,00	<p>CURSO ACTUALIZACIÓN 12: ¿Cómo se escribe y presenta un trabajo científico? Damián Guirado Llorente. Hospital Universitario San Cecilio de Granada (Coordinador). Facundo Ballester Pallarés. Universidad de Valencia.</p>
10,30-12,30	<p>SESIÓN COMUNICACIONES ÁREA 13. MEDICINA NUCLEAR. <i>Preside: Natividad Ferrer. Coordina: Carlos Montes</i> Ponencia invitada: Micro-PET. <i>José Mª Martí. Clínica Universitaria de Navarra</i> Comunicaciones orales:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Estudio de la dependencia de la resolución temporal con la actividad para un escáner PET-TAC Philips Gemini TF aplicando un análisis estadístico de series temporales. <i>Gaspar Sánchez Merino</i> • Estudio del impacto del tamaño de la matriz de reconstrucción en los coeficientes de recuperación en imagen PET. <i>Pablo Saldaña Gutiérrez</i> • Protección radiológica operacional en la instalación PET/RM del laboratorio de investigación de imagen cardiovascular humana del CNIC. <i>Rocío Escudero Toro</i> • Influencia del efecto de volumen parcial y de los filtros de imagen en la sustracción de imágenes PET de doble fase. <i>Pedro Collado Chamorro</i> • Influencia del tamaño del volumen blanco y del tiempo de adquisición en la segmentación de imágenes PET mediante valor umbral. <i>Pablo Castro Tejero</i> • PETANALYSIS: Software para el análisis estadístico de estudios PET [18F]-FDG en epilepsia refractaria. <i>Ingrid Romera Martínez</i>

SALA EUROPA	
08,00-09,00	<p>CURSO ACTUALIZACIÓN 11: Protección Radiológica y gestión de residuos NORM. Rafael García-Tenorio García-Balmaseda. E.T.S.Arquitectura. Universidad de Sevilla(Coordinador). Beatriz Robles Atienza. CIEMAT</p>
10,30-12,30	<p>SESIÓN COMUNICACIONES ÁREA 4/5/7. REGLAMENTACIÓN Y NORMATIVA. ASPECTOS SOCIALES Y ÉTICOS DEL USO DE RADIACIONES. SITUACIONES DE EXPOSICIÓN EXISTENTE. Preside: <i>Leopoldo Arranz</i>. Coordina: <i>Josep Baró</i> Ponencia invitada: Uso de las tecnologías de información y comunicación para el desarrollo de la Protección Radiológica y Física Médica. <i>Eduardo Medina Gironzini. Sociedad Peruana de Radioprotección.</i> Comunicaciones orales:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Inventario hospitalario de fuentes prostáticas de I-125. <i>Raquel Barquero Sanz</i> • Guía del CSN sobre metodología de comprobación del estado radiológico de un emplazamiento y niveles genéricos de liberación. <i>María Teresa Sanz Alduán</i> • Sistema de gestión externa dosis ocupacional: diseño e implementación. <i>Claudio Ribeiro da Silva</i> • Evaluación del impacto radiológico de la soldadura por arco con consumibles de rutilo. <i>Sarao Rozas Guinea</i> • Proyecto RADÓN 10X10: Aplicación de los sistemas de información geográfica en estudios de radón y geología en viviendas catalanas. <i>Lluís Font Guiteras</i> • Gestión de materiales residuales procedentes de industrias NORM en vertederos de residuos convencionales. <i>Beatriz Robles Atienza</i>

CURSOS PRECONGRESO

CURSO PRECONGRESO 1: REGISTRO AUTOMÁTICO DE DOSIS EN RADIOLOGÍA DIGITAL (TALLER)

José Miguel Fernández Soto. Hospital Clínico San Carlos de Madrid (Coordinador)

José Ignacio Ten Morón. Hospital Clínico San Carlos de Madrid

Julio Almansa López. Hospital U. Virgen de las Nieves de Granada

CURSO PRECONGRESO 2: DOSIMETRÍA EN RADIOTERAPIA EN CONDICIONES DE NO REFERENCIA

Faustino Gómez Rodríguez Universidad de Santiago (Coordinador)

Araceli Gago Arias Universidad de Santiago

Luis Brualla González ERESA. Hospital General Universitario Valencia

Hugo Palmans National Physical Laboratory (Londres RU)

CURSO PRECONGRESO 3: LA RESPONSABILIDAD DEL JEFE DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Manuel Rodríguez Martí. Consejo de Seguridad Nuclear (Coordinador)

Victoria Méndez Sánchez. Consejo de Seguridad Nuclear.

Ana Ferrer García. Presidenta de la Audiencia Provincial de Madrid

Manuel Fernández Bordes. Hospital Universitario de Salamanca.

CURSO PRECONGRESO 4: CONTROL DE CALIDAD EN MONITORES DE RADIODIAGNÓSTICO MÉDICO (TALLER)

Manuel Fernández Bordes. Hospital Universitario de Salamanca. (Coordinador)

Sergio Lozares Cordero. Complejo Hospitalario de Navarra.

Santiago Pellejero Pellejero. Complejo Hospitalario de Navarra.

Santiago Miquélez Alonso. Complejo Hospitalario de Navarra

CURSO PRECONGRESO 5: VERIFICACIÓN Y PLANIFICACIÓN CON MONTE CARLO DE TRATAMIENTOS COMPLEJOS. LIMITACIONES ACTUALES Y PERSPECTIVA DE LOS PLANIFICADORES COMERCIALES.

Antonio Leal. Universidad de Sevilla (Coordinador)

Ana Ureba Sánchez. Investigadora del Proyecto Desafío integral al cáncer de mama (INNPRONTA)

Ana Rita Pereira Barbeiro: Investigadora del Proyecto: Desarrollo teórico y evaluación clínica de la técnica radioterápica con arcoterapia volumétrica modulada (MINECO)

Elisa Jiménez Ortega: Investigadora del Proyecto: Radioterapia con haces de electrones modulados (MERT) en combinación con IMRT para el tratamiento de cáncer de mama y cabeza-cuello (Junta de Andalucía)

J. Antonio Baeza Ortega: Investigador del Proyecto de Evaluación clínica y desarrollo de un modelo de optimización para la aplicación de la técnica radioterápica VMAT (INNPACTO).

CURSOS ACTUALIZACIÓN

CURSO ACTUALIZACIÓN 1: HIPOFRACCIONAMIENTO: JUSTIFICACIÓN BIOLÓGICA

Damián Guirado Llorente. Hospital Universitario San Cecilio de Granada (Coordinador).

Santiago Velázquez. Hospital Universitario Virgen del Rocío de Sevilla

CURSO ACTUALIZACIÓN 2: PERITAJES EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.

Rosario Salas. Consejo de Seguridad Nuclear (Coordinadora)

Victoria Méndez Sánchez. Subdirectora general de Asesoría Jurídica, Consejo de Seguridad Nuclear.

CURSO ACTUALIZACIÓN 3: FUNDAMENTOS DE SBRT

Feliciano García Vicente. Hospital U La Princesa. Instituto Investigación Sanitaria IISIP (Coordinador)

Pedro Fernández Letón. Hospital Madrid Norte-Sanchinarro

CURSO ACTUALIZACIÓN 4: EVALUACIONES DE RIESGOS DE EFECTOS BIOLÓGICOS EN EL EMBRIÓN Y EL FETO.

Almudena Real. CIEMAT (Coordinadora)

Jesús Romero. Hospital Puerta de Hierro. Madrid.

CURSO ACTUALIZACIÓN 5: MÉTODOS DE POSTPROCESADO DE LA IMAGEN MÉDICA.

Joan Roselló i Ferrando. Hospital Gral. de Valencia (ERESA), Universidad de Valencia (Coordinador)

José Carlos Antoranz. Departamento de Física, Matemáticas y Fluidos de la UNED. Madrid.

CURSO ACTUALIZACIÓN 6: TECNOLOGÍA HÍBRIDA: PET-RM-LINAC.

Montserrat Ribas Morales. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona (Coordinadora)

Adolfo Velasco Crespo, PhD. Philips Ibérica.

Dr. Falk Uhlemann. Philips Technologie GmbH. Innovative Technologies, Research Laboratories. Germany

CURSO ACTUALIZACIÓN 7: APLICACIÓN DE CÓDIGOS PARA LA EVALUACIÓN DEL IMPACTO RADIOLÓGICO EN EL PÚBLICO Y MEDIO AMBIENTE.

Rosario Salas Collantes. CSN (Coordinadora)

Juan Carlos Mora. CIEMAT

Almudena Real Gallego. CIEMAT

CURSO ACTUALIZACIÓN 8: FFF (FLATTENING FILTER FREE) ¿POR QUÉ?

José Antonio Terrón León. Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla (Coordinador)

Ignasi Modolell i Farré. Instituto Catalán de Oncología. Servicio de Física Médica y Protección Radiológica.

L'Hospitalet de Llobregat (Barcelona)

SEFM-AAPM JOINT SYMPOSIUM

Moderators: Cari Borrás (AAPM) y Joan Roselló (SEFM)

Welcome Remarks: Juan José Peña, SEFM President and John D. Hazle, AAPM President

UPDATE IN ULTRASOUND IMAGING

- Perspective from the United States: Paul L. Carson, University of Michigan, Ann Arbor MI, USA
- Perspective from Spain: Ana Millán, CONTECSAN, Zaragoza, Spain
- Discussion

ADVANCES IN MAGNETIC RESONANCE IMAGING AND SPECTROSCOPY

- State of the Art in Spain: Gracián García. Clínica Hospital Quirón, Valencia, Spain
- State of the Art in the United States: John D. Hazle, Department of Imaging Physics, UT MD Anderson Cancer Center, Houston TX, USA

DISCUSSION AND CLOSING REMARKS

CONFERENCIA INAUGURAL

EL LEGADO MUDÉJAR. EL ARTE COMO DIÁLOGO Y TRANSMISIÓN INTERCULTURAL.

Pilar Mogollón Cano-Cortes. Profesora titular de Historia de la Universidad de Extremadura

SESIONES PLENARIAS

SESIÓN PLENARIA 1: LA PROTECCIÓN DEL PACIENTE EN LOS TRATAMIENTOS MODERNOS DE RADIOTERAPIA.

Beatriz Sanchez Nieto. Radiofísica y profesora de la Facultad de Física de la Universidad Católica de Chile.
Presidente sesión: Francisco Fernandez Moreno Ex consejero del CSN y catedrático emérito de la UAB.

SESIÓN PLENARIA 2: LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LA REHABILITACIÓN DE FUKUSHIMA.

Eduardo Gallego Díaz. Catedrático de la UPM y Vicepresidente de la SEPR.
Preside la sesión: Jose Luis Gonzalez. Presidente de ENUSA

SESIÓN PLENARIA 3: LA FILOSOFÍA DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y SUS DESAFÍOS FUTUROS.

Abel González. Miembro de la Autoridad Regulatoria de Argentina; Vicepresidente de la ICRP; Representante en UNSCEAR y Miembro de la Comisión de Normas de Seguridad del OIEA.
Preside la sesión: Rosario Velasco. Vicepresidenta del CSN

SESIONES SEMIPLENARIAS

SESIÓN SEMIPLENARIA 1: ESPECTROMETRÍA Y DOSIMETRÍA DE NEUTRONES.

Francisco Fernández Moreno. UAB
Presidenta sesión: M^a Fernanda Sánchez Ojanguren. Directora técnica de PR del CSN.

SESIÓN SEMIPLENARIA 2: FUNDAMENTOS DE LA ACELERACIÓN DE PARTÍCULAS CARGADAS POR MEDIO DE RADIACIÓN LÁSER INFRARROJO.

Luis Roso Franco. Director del Centro de Láseres pulsados (CLPU). Salamanca
Presidente sesión: Rafael Arrans. HU Virgen de Macarena. Sevilla

SESIÓN SEMIPLENARIA 3: DOSIMETRÍA DE REFERENCIA: HOJAS NUEVAS QUE NO DEJAN VER EL ÁRBOL.

Pedro Andreo. Karolinska University
Preside la sesión: Pedro Galán. Hospital U. C. Haya. Málaga.

SESIÓN SEMIPLENARIA 4: EL ALMACÉN CENTRALIZADO ESPAÑOL DE COMBUSTIBLE NUCLEAR (ATC).

Pablo Zuloaga Lalana y Julio Astudillo Pastor. ENRESA
Preside la sesión: Alvaro Rodriguez Beceiro. ENRESA

CONFERENCIA SEMIPLENARIA 5: HANDRONTERAPIA: FUNDAMENTOS, PRESENTE Y FUTURO.

Alejandro Mazal. Instituto Curie. Paris.
Preside la sesión: Pedro Fernández Letón. Hospital Madrid-Norte.

CONFERENCIA SEMIPLENARIA 6: CULTURA DE SEGURIDAD RADIOLÓGICA Y PARTICIPACIÓN DE LA SOCIEDAD.

Fernando González.
Preside la sesión: Javier Guerra. TECNATOM

MESAS REDONDAS

MESA REDONDA 1.- LA INFORMACIÓN DOSIMÉTRICA Y DE RIESGOS A PACIENTES, FAMILIARES, VOLUNTARIOS Y POBLACIÓN.

Núria Jornet i Sala. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona. (Coordinadora)
 Piluca Nuñez. Foro Nuclear
 Paloma Marchena. TECNATOM
 Carles Muñoz Monplet. Instituto Catalán de Oncología. Gerona.
 Reinerio Fernández. Clínica Radioterapia Cáceres.

MESA REDONDA 2: LA NUEVA DIRECTIVA DE LA UE SOBRE NORMAS BÁSICAS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.

Manuel Rodríguez Martí. Consejo de Seguridad Nuclear. (Coordinador)
 Eliseo Vañó Caruana. Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid.
 Ignacio Amor Calvo. Consejo de Seguridad Nuclear.
 Isabel Villanueva Delgado. Consejo de Seguridad Nuclear.

MESA REDONDA 3. LAS ACTUACIONES DE PR EN LAS CENTRALES NUCLEARES ESPAÑOLAS DERIVADAS DEL ACCIDENTE DE FUKUSHIMA Y LAS PRUEBAS DE RESISTENCIA.

Juan Manuel Gamo. Asociación Nuclear Ascó Vandellós II (Coordinador)
 Eduardo Sollet. C.N. Cofrentes. Iberdrola
 José Ignacio Serrano. Consejo de Seguridad Nuclear
 Ana Prim. Asociación Nuclear Ascó Vandellós II

MESA REDONDA 4: PRESENTE Y FUTURO DE LA ESPECIALIDAD DE RADIOFÍSICA. MÁSTER DE FÍSICA MÉDICA.

Teresa Eudaldo Puell. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona (Coordinadora)
 Montserrat Ribas. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona
 Leopoldo Arranz. Hospital Ramón y Cajal. Madrid
 Eliseo Vañó. Universidad Complutense de Madrid. Hospital Clínico San Carlos de Madrid.
 Eduardo Guibelalde del Castillo. Universidad Complutense de Madrid

DEBATES

DEBATE 1: FORMACIÓN CONTINUADA “ON LINE” EN PR. PRESENTE Y FUTURO.

Modera: José Hernández Armas
 Marisa Marco. CIEMAT
 Rosa Villarroel. Consejo de Seguridad Nuclear
 Raúl Medina Campos. ACPRO SL

DEBATE 2: IMRT DIRECTA-INVERSA.

Feliciano García Vicente. Hospital Universitario La Princesa. Inst. Inv. Sanitaria IIS-IP (Coordinador).
 Rafael Arráns Lara. Hospital Virgen Macarena. Sevilla.
 Joan Roselló i Ferrando. Hospital General de Valencia (ERESA), Universidad de Valencia.
 Jaime Martínez Ortega. Hospital universitario de Puerta de Hierro. Majadahonda. Madrid.

DEBATE 3: BASES PARA LA PROTECCIÓN ANTE RADIACIONES NO IONIZANTES EN AMBIENTES RESIDENCIALES Y OCUPACIONALES: DOS ENFOQUES COMPLEMENTARIOS.

Alejandro Úbeda. Hospital Ramón y Cajal. Madrid (Coordinador)
 Ceferino Maestú Unturbe. Centro de Tecnología Biomédica (CTB). Parque Científico y Tecnológico de la UPM
 Francisco Vargas Marcos. Dirección General de Salud pública, Calidad e Innovación del Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad.

DEBATE 4. ¿DOSIMETRÍA INDIVIDUALIZADA PARA PACIENTES EN DIAGNÓSTICO?

Julio Almansa López. Hospital Virgen de las Nieves. Granada (Coordinador)
Cari Borrás. Consultora en Física Médica y Protección Radiológica del George Washington University School of Medicine and Health Sciences.
Antonio Gil. Hospital General de Ciudad Real.
Rafael Ruiz Cruces. Facultad de Medicina. Universidad de Málaga.
Fernando Martínez- Moras.UTPR X-Pert

PONENCIAS INVITADAS

AREA 1/12.

- **ÚLTIMOS AVANCES EN BRAQUITERAPIA. RECOMENDACIONES AAPM-ESTRO DEL GRUPO HEBD.**
José Pérez Calatayud. Hospital La Fe. Valencia y Facundo Ballester Pallarés.

AREA 2.

- **ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA DOSIMETRÍA PERSONAL DE TRABAJADORES EXPUESTOS.**
Francisco Javier Sánchez Muñoz. Hospital Universitario La Paz.
- **NUEVOS INSTRUMENTOS PARA ESPECTROMETRÍA NEUTRÓNICA EN TIEMPO REAL.**
Roberto Bedogni. Istituto Nazionale di Fisica Nucleare. Laboratori Nazionali di Frascati.
- **LABORATORIO DE CALIBRACIÓN EN NIVELES DE TERAPIA DE LA USC.**
Diego Miguel González-Castaño. Universidad de Santiago de Compostela.

AREA 3.

- **LA ENSEÑANZA DE LA FÍSICA MÉDICA EN EL CONTEXTO DEL ESPACIO EUROPEO DE EDUCACIÓN SUPERIOR.**
Rosa Cibrián. Universidad de Valencia.

AREA 4/5/7.

- **USO DE LAS TECNOLOGÍAS DE INFORMACIÓN Y COMUNICACIÓN PARA EL DESARROLLO DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y FÍSICA MÉDICA.**
Eduardo Medina Gironzini. Sociedad Peruana de Radioprotección.

AREA 6.

- **AVANCES O PERSPECTIVAS SOBRE UNA NUEVA NORMATIVA EUROPEA DE PROTECCIÓN OCUPACIONAL ANTE RADIACIONES NO IONIZANTES (RNI).**
Eduardo Guibelalde del Castillo. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid.

AREA 8.

- **ARMONIZACIÓN DE PRÁCTICAS DE CONTROL RADIOLÓGICO EN CCNNEE. ARMONIZACIÓN EN CCNNEE DE LA APLICACIÓN DE LA INSTRUCCIÓN IS-31CSN.**
Bautista Fernández Benítez. Iberdrola.

AREA 9/10.

- **LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL DESMANTELAMIENTO DE INSTALACIONES NUCLEARES.**
Maria Teresa Ortiz Ramis. ENRESA

AREA 11.

- RADIOECOLOGÍA EN ESPAÑA. PRINCIPALES RESULTADOS.
José Gutiérrez. CIEMAT
- RESPUESTA DE LA RED DE VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL NACIONAL AL ACCIDENTE DE FUKUSHIMA.
Lucila Ramos. Consejo de Seguridad Nuclear.

ÁREA 12.

- EVALUACIÓN DE LA RESPUESTA TUMORAL A PARTIR DE IMÁGENES FUNCIONALES.
Antonio López Medina. Hospital de Meixoeiro. Vigo.
- NANO PARTÍCULAS APLICADAS A LA RADIOTERAPIA.
Yolanda Prezado. Centre National de la Recherche Scientifique (CNRS).
- RADIOTERAPIA CON HACES DE FOTONES Y ELECTRONES MODULADOS (IMRT + MERT).
Antonio Leal. Universidad de Sevilla.
- DEL CONTROL DE CALIDAD A LA GESTIÓN DE CALIDAD. Un recuerdo a Hans Svensson.
Luis Núñez. Clínica Puerta de Hierro, Majadahonda.Madrid.
Pedro Andreo. Karolinska University Hospital. Stockholm University.

AREA 13.

- MICRO-PET.
José M^a Martí. Clínica Universitaria de Navarra.
- PROTOCOLO DE DOSIMETRÍA EN HIPERTIROIDISMO.
Raquel Barquero Sanz. Hospital Universitario Río Hortega. Valladolid.

AREA 14.

- TOMOSÍNTESIS. FUNDAMENTOS FÍSICOS Y EVOLUCIÓN.
Margarita Chevalier. Universidad Complutense de Madrid.
- UNA ALTERNATIVA PARA EL CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA Y TOMOSÍNTESIS.
Hugo de las Heras Gala. QUART.

AREA 16.

- IMPLEMENTACIÓN DE UN MODELO EN GEANT4 DE UN ACELERADOR EN CLOUDMC, UNA APLICACIÓN WEB PARA LA PARALELIZACIÓN DE SIMULACIONES MONTE CARLO EN LA NUBE.
Héctor Miras del Río. Hospital Universitario Virgen de la Macarena. Sevilla.

SEMINARIOS SOBRE AVANCES TECNOLÓGICOS

SIEMENS.

NUEVOS AVANCES EN LA REDUCCIÓN DE DOSIS.

PhD. Christianne Leidecker.

CARESTREAM.

NUEVAS HERRAMIENTAS DE CONTROL DE DOSIS Y CALIDAD DE IMAGEN EN DETECTORES DIGITALES.

Rafael Hernández.

FUJIFILM.

BENEFITS OF NEW HEXAGONAL PIXEL MATRIX AND USE OF DIFFERENT TOMOSYNTHESIS ANGLES FOR DIFFERENTIATION OF CLINICAL DETAILS.

Joerg Mueller.

REIM MEDICAL SYSTEM.

CONTROLES DE CALIDAD EN MONITORES DE RADIODIAGNÓSTICO: LEGISLACIONES Y USOS EN EUROPA.

PhD. Sven Rhan.

EMSOR.

TOMOSÍNTESIS E IMAGEN SINTETIZADA (IMPACTO EN EL DIAGNÓSTICO MAMARIO. DOSIS).

Luis Bennasar Montojo.

PHILIPS.

PHILIPS HEALTHCARE Y LA REDUCCIÓN DE DOSIS.

Adolfo Velasco.

PTW IBERIA.

PTW LOS RETOS DE LA DOSIMETRÍA: C.C. EN RADIOTERAPIA Y RADIODIAGNÓSTICO.

José Luis Bonet.

TOSHIBA.

AVANCES EN CT Y SISTEMAS DE REDUCCIÓN DE DOSIS.

PhD. Koos Geleijns.

ELEKTA.

DESARROLLOS PRESENTES Y FUTUROS PARA UNA RADIOTERAPIA DE EXCELENCIA.

PhD. Lennart Ward.

HITACHI.

TECNOLOGY OVERVIEW OF HITACHI PARTICLE THERAPY SYSTEM (HADRONES)

Hiroshi Akiyama, Masumi Umezawa y Andrea di Santo.

VARIAN.

The TrueBeam™ AND INTEGRATED SOFTWARE SYSTEM .

PhD. Francesca Attanasi.

IBA.

PRESENTATION THE NEW PROTEUS COMPACT SYSTEM (IMPT).

PhD. Tom Depuydt.

APLICACIONES TECNOLÓGICAS.

VERIFICACIÓN DE LOS TRATAMIENTOS DE INTENSIDAD MODULADA Y VMAT CON MOBIEUS

3D. DETECTOR POR CENTELLEO EXTRADIN W1.

Carmen Herrero Capellán y Sheila Calvo Carrillo.

DTA (SUN NUCLEAR).

3DVH CON ArcCHECK: CONTROL DE CALIDAD CLÍNICAMENTE RELEVANTE.

3D SCANNER: UN NUEVO PASO HACIA EL FANTOMA DE AGUA DEL FUTURO.

Eroberto Casado y Ricardo Tortosa.

GE HEALTHCARE.

GESTIÓN Y CONTROL DE LA DOSIS AL PACIENTE.

Alfonso Martínez Cal.

KONICA SAKURA.

AeroDR PORTABLE SOLUTION, LA SOLUCIÓN PARA PORTÁTILES ANALÓGICOS DE RX.

Arturo Herráez.

ÁREA 1

RADIOBIOLOGÍA

ÍNDICE DE TRABAJOS DEL ÁREA 1

001. Los histogramas equivalentes en la práctica clínica.

Pizarro Trigo F, Teijeira García M y Zaballos Carrera S.

002. Valoración de la radiosensibilidad y correlación entre dosimetría biológica y física en un caso de radiología vascular.

Montoro A, Sebastián N, Aparici F, Candela C, Soriano del Castillo JM, Pérez J, Gras P, Cervera J, Alonso O y Villaescusa JJ.

003. Proyecto ARTFIBio análisis cuantitativo de la respuesta tumoral.

Mera Iglesias M, Aramburu Nuñez D, Pereira Ferradas L, Leiva Urbina R, Landesa Vazquez I, Lopez Medina A, Ochagavía Galilea V, Nieto Regueira I, Salvador Gomez y Muñoz Garzon V.

LOS HISTOGRAMAS EQUIVALENTES EN LA PRÁCTICA CLÍNICA

Pizarro Trigo F¹, Teijeira García M² y Zaballos Carrera S¹

¹Hospital Universitario de Burgos. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Burgos.

²Hospital Universitario de Burgos. Servicio de Oncología Radioterápica. Burgos.

Correspondencia: fpizarrot@saludcastillayleon.es

Palabras clave: Histogramas equivalentes, tolerancias, fraccionamiento.

Introducción y objetivos

Con frecuencia se abusa de las tolerancias establecidas para órganos de riesgo [1] en esquemas de fraccionamiento estándar (2Gy/sesión, 5 sesiones/semana) cuando se aplican para Histogramas Dosis-Volumen (HDV) de esquemas no estándar. El propósito de este trabajo es establecer cuándo puede ser más importante este abuso y realizar una transformación de estos HDV de fraccionamiento no estándar a otros donde se puedan aplicar dichas tolerancias, los Histogramas Equivalentes a 2Gy. Se expone un caso donde esta transformación puede ser útil para tomar decisiones clínicas.

Material y métodos

Paciente irradiado con esquema de tratamiento 30Gy/10x3Gy que se reirradió con el mismo esquema en una zona contigua a la primera. El HDV [cGy, cc.] de médula obtenida del Sistema de Planificación de Tratamientos (SPT) muestra que ésta no supera la tolerancia comúnmente aceptada (la isodosis de 45Gy no cubrirá un volumen de médula mayor de 1cc.). Para comprobar cómo influye la dosis por sesión sobre el HDV se realiza una transformación del mismo a su equivalente a 2Gy, haciendo uso de la relación de isoeffecto [2] y mediante un programa informático que además representa gráficamente ambos HDV.

Resultados y discusión

Analizando las gráficas representadas por la aplicación informática, se observa que sobre el HDV Equivalente la tolerancia sobre médula ya no se cumple pues, al menos 48Gy de dosis absorbida se depositan sobre más de 1cc de médula. Con este resultado se decide cambiar el plan de tratamiento hasta el restablecimiento de dicha tolerancia sobre el HDV equivalente. Tras el resultado anterior, cabe preguntarse cuándo es más necesaria la transformación de dicho HDV a su equivalente. Analizando gráficamente la ecuación de isoeffecto que da lugar a los HDV equivalentes, se llega a la conclusión de que esta transformación es más necesaria cuanto mayor es la dosis por sesión y cuanto más pequeño es el valor del cociente de los parámetros radiobiológicos del modelo LQ, valores alfa y beta del órgano sano representado en el HDV.

Conclusiones

El buen uso de los valores de tolerancia pasa por su aplicación sobre HDV de esquemas de tratamiento estándar o, en su defecto, sobre su HDV Equivalente a 2Gy. Los mayores errores que se cometen cuando lo anterior no se cumple se dan para esquemas cuyas dosis por sesión difieren mucho de 2Gy y cuando los valores alfa/beta son pequeños. En estos casos la transformación del HDV a su Equivalente puede revelar infracciones de dichas tolerancias.

Bibliografía

[1] Emami B., Lyman J., Brown A. et al. Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 1991, Vol. 21, 109-122.

[2] Fowler, J. F. The linear-quadratic model and progress in radiotherapy. *Br. J. Radiol.* 1986, 62: 679-694.

VALORACIÓN DE LA RADIOSENSIBILIDAD Y CORRELACIÓN ENTRE DOSIMETRÍA BIOLÓGICA Y FÍSICA EN UN CASO DE RADIOLOGÍA VASCULAR

Montoro A¹, Sebastià N², Aparici F³, Candela C¹, Soriano del Castillo JM², Pérez J⁴, Gras P¹, Cervera J⁵, Alonso O¹ y Villaescusa JI¹.

¹Servicio de Protección Radiológica Hospital Universitario y Politécnico La Fe. Valencia.

²Universitat de València/Departamento de Medicina Preventiva y Salud Pública. Burjassot. Valencia.

³Servicio de Radiología. Hospital Universitario y Politécnico La Fe. Valencia

⁴Sección de Física. Servicio de Radioterapia. Hospital Universitario y Politécnico La Fe. Valencia.

⁵Servicio de Hematología. Hospital Universitario y Politécnico La Fe. Valencia.

Correspondencia: montoro_ale@gva.es

Palabras clave: Arteriografía cerebral. Efecto determinista. Dosimetría física. Dosimetría biológica. Radiosensibilidad.

Introducción y objetivos

Se presenta el caso de una paciente diagnosticada de tres aneurismas localizados en arteria esplénica, arteria comunicante posterior y arteria cerebelosa posterior izquierda. La paciente ha estado sometida a radiaciones ionizantes debido a la realización de un TAC de cabeza y tres arteriografías cerebrales, dos para el diagnóstico y una para la embolización del aneurisma de la arteria cerebelosa posterior izquierda por radiología intervencionista. A las 3 semanas de la intervención, cuya fluoroscopia duró 55 minutos, se produjo la caída completa del pelo en el área irradiada durante la intervención. El umbral de dosis requerida para producir un efecto determinista o incluso las diferencias en el grado del efecto producido varían entre los individuos debido a causas idiopáticas, una enfermedad subyacente o a la edad (Stecker et al., 2009)[1]. Según este trabajo basado en las SIR (Society Interventional Radiology -US (Guidelines for patient radiation dose management), un tiempo de fluoroscopia mayor de 60 minutos es un indicador indirecto de una dosis de radiación significativa. Según el apéndice C de esta guía, las instrucciones post procedimiento en estos casos incluyen un seguimiento de la paciente. La paciente fue remitida al servicio de protección radiológica (SPR) para el cálculo de la dosis recibida y la estimación de la dosis absorbida mediante dosimetría biológica y un estudio de la radiosensibilidad individual de la paciente para evaluar si los efectos deterministas post-intervención pudieran haberse visto agravados por una elevada sensibilidad a la radiación.

Material y métodos

Diagnóstico e intervención radiológica. Se realizó un TAC y dos arteriografías diagnósticas con las que se detectaron los aneurismas. Posteriormente se realizó una tercera arteriografía, en este caso con fines terapéuticos, para la embolización de la aneurisma con un tiempo acumulado de fluoroscopia de 55.47 minutos. Estimación de la dosis en el SPR mediante dosimetría física. Se realizó una estimación de la dosis máxima en piel y de dosis efectiva después de que la paciente se sometiese al TAC y a las tres panarteriografías. Se realizó una vigilancia médica rutinaria para el seguimiento de la paciente, los controles analíticos en sangre y para controlar la evolución de los efectos deterministas en la piel de la zona irradiada. Dosimetría Biológica para la estimación de la dosis absorbida. Las técnicas de dosimetría biológica se han llevado a cabo siguiendo el protocolo de la IAEA 2011[2]. El análisis de las células se ha realizado mediante el software IKAROS y la estimación de la dosis absorbida se ha calculado mediante el software CABAS. Test de radiosensibilidad (Test G2) de la paciente para la determinación de la radiosensibilidad individual de la misma. Técnica citogenética realizada según el protocolo estandarizado por Pantelias y Terzoudi (2011)[3] obteniéndose el Parámetro de Radiosensibilidad Individual (PRI). En base al valor del PRI se categoriza a la paciente en los rangos que clasifican a la población como “normal”, “radiosensible” o “radioresistente”, obtenidos a partir del protocolo normalizado.

Resultados y discusión

Tras la arteriografía cerebral se embolizó el aneurisma de arteria cerebelosa posterior izquierda con la aparición de una alopecia localizada en el campo de la intervención. En la anamnesis se observa un proceso de hepatomegalia con cirrosis, y esplenomegalia y las analíticas médicas revelan una disminución plaquetaria ligera y una tendencia a la disminución de la serie roja. Estos hallazgos ya estaban diagnosticados previamente a la intervención y no se relacionó con los efectos deterministas. La dosimetría física estimó una dosis absorbida total en piel de la cabeza de 3240 mGy y una dosis efectiva a cuerpo entero de 70 mSv, teniendo en cuenta el TAC y las tres panarteriografías a las que se sometió la paciente. La dosimetría biológica encontró 6 cromosomas dicéntricos en 1007 células. La dosis absorbida estimada fue de 112.5mGy (límites de confianza al 95%; 33.6-236) El test de radiosensibilidad proporcionó un PRI de 39.2%, valor que se encuentra dentro del rango (30-50%) de individuos

categorizados como “normales” según la clasificación propuesta por Pantelias y Terzoudi (2011), por tanto la caída del cabello no se asocia una radiosensibilidad individual especial de la paciente. Según los datos ofrecidos por Stecker et al. (2009) acerca de los efectos deterministas tras una dosis única de irradiación en la piel de la cabeza, cuando la dosis única se encuentra entre un rango de 2 a 5 Gy se produce una depilación de la zona tratada entre las 2 y 8 semanas tras la irradiación que remite normalmente entre 6 y 52 semanas después. En relación a la dosimetría física estimada en dosis en piel, la paciente se encuentra dentro de este rango. En relación a la dosis estimada a cuerpo entero mediante dosimetría física y biológica, no siendo el mismo valor de dosis a cuerpo entero y teniendo en cuenta los intervalos de confianza de la dosimetría biológica, podemos afirmar una buena correlación entre ambos resultados.

Conclusiones

Teniendo en cuenta dos de los 3 principios de la protección radiológica, justificación y optimización, el beneficio se antepone al riesgo en esta paciente. Se confirma que los efectos deterministas observados tras la radiología intervencionista fueron causados por la dosis absorbida total en la piel de la cabeza y no por una determinada patología o radiosensibilidad de la paciente. Se confirma la buena correlación de la dosimetría biológica con la dosimetría física para la estimación de la dosis – paciente en este tipo de casos.

Bibliografía

- [1]Stecker MS et al. for the SIR Safety and Health Committee and the CIRSE Standards of Practice Committee. Guidelines for Patient Radiation Dose Management. *J Vasc Interv Radiol* 2009; 20:S263– S273.
- [2]International Atomic Energy Agency (IAEA). Biological dosimetry: chromosomal aberration analysis for dose assessment. Technical Reports Series 260, International Atomic Energy Agency, 2011, Vienna, Austria.
- [3]Pantelias GE, Terzoudi GI. *Radiother Oncol*. A standardized G2-assay for the prediction of individual radiosensitivity. 2011 101(1):28-34.

PROYECTO ARTFIBio
ANÁLISIS CUANTITATIVO DE LA RESPUESTA TUMORAL

Mera Iglesias M¹, Aramburu Nuñez D¹, Pereira Ferradas L¹, Leiva Urbina R², Landesa Vázquez I³, Lopez Medina A¹, Ochagavía Galilea V², Nieto Regueira I², Salvador Gomez F¹ y Muñoz Garzon V²

1 Radiofísica .Hospital do Meixoeiro. Vigo.

2 Radioterapia. Hospital do Meixoeiro. Vigo.

3 Telecomunicaciones, Universidade de Vigo. Vigo.

Correspondencia: moises.mera.iglesias@sergas.es

Palabras clave: Radioterapia Adaptativa, Imágenes Funcionales, Resonancia Magnética, PET/CT

Introducción y objetivos

El cáncer de cabeza y cuello es el quinto tumor con mayor incidencia en la población mundial, si bien no ha alcanzado las tasas de supervivencia de otros tumores (mama, próstata). En la primera década del siglo XXI se han desarrollado técnicas funcionales de imagen (PET/CT, MRI) que nos permiten ver in vivo qué está ocurriendo dentro del paciente. Estas técnicas nos permite asociar de forma cuantitativa la respuesta al tratamiento a la dosis recibida en el momento del estudio funcional. En nuestro hospital empezamos a desarrollar un proyecto en esta línea (2012-2014) , del cual presentamos resultados preliminares.

Material y métodos

Se seleccionan pacientes con tumores de orofaringe localmente avanzados con estadios T3 y T4. Todos recibieron un tratamiento de IMRT con dosis estándar al PTV de 66 Gy. El protocolo de registro fue el siguiente:

-Pre-tratamiento: estudio de resonancia (1.5T Philips Achieva; single-shot echo-planar diffusion-weighted MR sequence with different b-values) y un PET/CT (PET/CT de cuerpo completo, 370 MBq de 18F-FDG; GE Discovery STE 16 unit). Se contornearon los volúmenes de tratamiento con el apoyo de estos estudios.

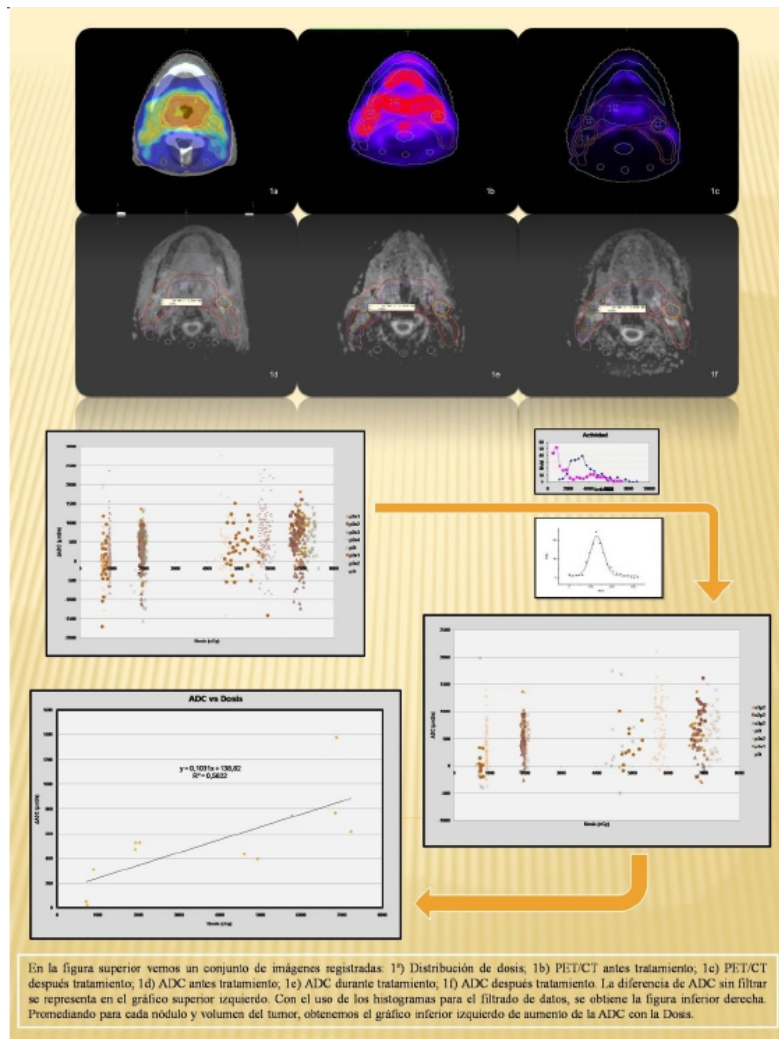
- Primer control (10 - 20 Gy): Resonancia de difusión.

-3 meses después del tratamiento: PET/CT y Resonancia de difusión

Para todos los estudios el paciente se coloca con los dispositivos inmovilizadores de RT para facilitar el registro de imágenes. Se comprobaron las distorsiones geométricas de las imágenes de resonancia magnética. Sólo se analizaron los cortes con baja distorsión. Se registraron para cada paciente y cada conjunto de imágenes los valores de ADC, Actividad, dosis y HU por voxel (tamaño de voxel: 3 x 3 x 3 mm³) de cada volumen.

Resultados y discusión

El valor medio inicial de ADC para tumor y nódulos era $1,29 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2 / \text{s}$ y se puede ajustar a una curva de Gauss con una $\text{FWHM} = 0,73 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2 / \text{s}$ (Fig. 1). Los histogramas muestran un desplazamiento a la derecha después de las sesiones de radioterapia. Usando como filtros $\langle \text{ADC} \rangle \pm \text{FWHM}/2$, y $\langle \text{Actividad} \rangle > 1$ para el ADC inicial y un promedio para cada volumen, se obtiene un incremento de ADC con la dosis para ambos pacientes (Figura 1). La justificación de los diferentes umbrales de Actividad se debe a las diferencias en los histogramas (Fig. 1). En el gráfico inferior de la Figura 1, se puede observar un aumento de la ADC al aumentar la dosis, aunque los datos no son lo suficientemente relevantes debido al escaso número de pacientes analizados.



Conclusiones

Los mapas de ADC se puede utilizar no sólo para la evaluación del tratamiento, sino también para la cuantificación de voxel por voxel de respuesta tumoral. El uso conjunto de datos de difusión de resonancia magnética y PET / TC puede ser útil para delimitar las zonas de hipoxia, debido al aumento de consumo de glucosa por efecto Pasteur de células hipóxicas. La principal debilidad de este método es el proceso de registro rígido, por lo que son necesarios nuevos algoritmos de registro no rígido para las imágenes muy distorsionadas de los estudios de difusión.

Este trabajo ha sido financiado por el proyecto PI11/02035, del Fondo de Investigaciones Sanitarias (FIS) del Instituto de Salud Carlos III

ÁREA 2

DETECCIÓN Y MEDIDA DE LAS RADIACIONES: METROLOGÍA Y DOSIMETRÍA



ÍNDICE DE TRABAJOS DEL ÁREA 2

001. Comparación bilateral 2012 entre laboratorios de calibración dosimétrica españoles para las calidades iso: s-cs y s-co

Cornejo Díaz NA, Ginjaume Egido M, Roig Costa, M, Amores Medina, M, Toll Escobedo, A y Guantes Diez E.

002. Nuevos espectrómetros basados en detectores de estado sólido para dosimetría de neutrones en campos pulsados

Gómez Ros, JM, Bedogni R, Esposito A, Gentile A, Introini MV, Moraleda M, Pola A y Romero AM.

003. Metodología para la caracterización y trazado radiactivo de un material de referencia para el control radiactivo en acerías

Mejuto Mendieta M, Crespo Vázquez MT, Peyres Medina V, García-Toraño E y Pérez del Villar L

004. Necesidad de monitorizar las componentes particulada y gaseosa del ¹³¹I en aire, en redes de vigilancia radiológica. impacto en España del accidente de Fukushima Dai-Ichi

Baeza Espasa A, Caballero Andradá M, Corbacho Merino JA, Ontalba Salamanca MA, Rodríguez Perulero A, Valencia Corrales D y Vasco Vargas J.

005. Dosimetría con EPID en tratamientos de IMRT

Pérez Azorín JF, Ramos García LI, Ortiz de Zárate Vivanco R, Espinosa Sola JM, Celeiro González J y Trueba Garayo I.

006. Análisis mediante simulación Monte Carlo de la medida in-vivo de ²⁴¹Am utilizando maniqués de cráneo

Moraleda M, Gómez-Ros JM, López MA, Navarro JF y Pérez B

007. Medidas neutrónicas con detector CZT para aceptación del acceso al bunker de un LINAC de radioterapia de 15 MV

Barquero Sanz R, Antón DA, Iñiguez de la Torre PL, del Castillo Belmonte AC, Alonso DA, de Miguel DM y López Lara-Martín FL

008. Uso de un detector CZT para la verificación de blindajes frente a neutrones en 3 aceleradores lineales de uso clínico

Barquero Sanz R, Antón DA, Iñiguez de la Torre PL, del Castillo Belmonte AC, Alonso DA, de Miguel DM y López Lara-Martín FL

009. Un método definitivo para la dosimetría con película radiocrómica

Miras del Río H y Arrans Lara R.

010. Laboratorio de Radiofísica de la UAC: laboratorio secundario acreditado de calibración de cámaras de ionización para calidad de radiación gamma de ⁶⁰Co

González Castaño DM, Gómez Rodríguez F y Pazos Álvarez A.

011. QC6PLUS análisis 1.0: software de análisis y visualización de las medidas realizadas por el dispositivo QC6

Pérez González MA y Manzano Martínez F.

012. Acreditación ISO/IEC 17025 en dosimetría: experiencia y resultados

Martín García R y Navarro Bravo T.

013. Establecimiento de las calidades de mamografía según la norma IEC-61267[1] en el Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes del Centro Nacional de Dosimetría (CND) y proceso de ampliación de su acreditación por ENAC

Roig Petit F, Mestre de Juan V, Alabau Albors J, Palma Copete J, Ruiz Rodríguez JC y Pons Mocholí S.

014. Caracterización de la cámara de ionización Exradin a18 según el estándar IEC70631. estudio para haces de fotones sin filtro aplanador

Onsès Segarra A, Puxeu Vaqué J, Sancho Kolster I, Lizuain Arroyo MC y Picón Olmos C.

015. Caracterización dosimétrica de los Aplicadores Valencia mediante diferentes técnicas.

Ferrer Gracia C, Huertas C, Huerga Cabrerizo C, Corredoira Silva E y Serrada Hierro A

016. Estudio descriptivo de la braquiterapia en el tratamiento del retinoblastoma con Rutenio-106

Ferrer Gracia C, Luquero Llopis N, Corredoira Silva E, Huerga Cabrerizo C y Serrada Hierro A

017. Dosimetría de los profesionales involucrados en la cirugía radioguiada

Barreto AC, Cardoso G, Ferreira L S y Santos AI

018. Control de calidad de una sonda detectora para cirugía radioguiada

Barreto AC, Cardoso G, Ferreira L S y Santos A

019. Nuevo método de medida *in vivo* de la combinación interna en cuerpo entero con detectores de Germanio de alta resolución. respuesta rápida en contaminaciones cruzadas.

Navarro Amaro JF, Pérez López B, López Ponte MA y Navarro Bravo T

021. Calibración de un conjunto de detectores para la dosimetría *in vivo* de haces de electrones

Martínez Jurado T, Jornet Sala N, Carrasco de Fez P, Eudaldo Puell T, Latorre Musoll A, Rodríguez Latorre D, Ruiz Martínez A y Ribas Morales M

022. Niveles naturales de ²¹⁰Po en orina humana.

Díaz-Francés I, García-Tenorio R, Mantero J, Díaz J y Manjón G.

023. Resultados obtenidos en la intercomparación de sistemas dosimétricos de cuerpo entero organizada por EURADOS (IC2012).

Casal Zamorano E*, Soriano Cruz A, Alabau Albors J y Palma Copete JD.

024. Evaluación de un algoritmo de cálculo Monte Carlo de uso clínico para radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT)

Zucca Aparicio D, Pérez Moreno JM, Fernández Letón P, García Ruiz-Zorrilla J y Miñambres Moro A

025. Medida del factor de dispersión en aire para un campo de 0,8*8,0 cm².

Gómez-Tejedor Alonso S, Huertas Martínez C, Penedo Cobos JM, García Castejón MA y Rincón Pérez M

026. Propuesta de modelo de asignación de dosis mediante dosimetría de área en laboratorios de investigación de fuentes no encapsuladas.

Raya Hidalgo P, Gálvez Delgado M y Vaquero Abellán M.

027. Cálculo de la distribución de dosis en el paciente para la verificación de planes de radioterapia de intensidad modulada.

Pérez Moreno JM, Zucca Aparicio D, García Ruiz-Zorrilla J, Fernández Letón JP y Miñambres Moro A.

028. Estudio experimental y por Monte Carlo de un prototipo de dosímetro de fibras ópticas para aplicaciones de alta resolución.

Granero D, Blasco JM, Sanchís E, González V, Martín JD y Ballester F.

029. Desarrollo e implementación de un algoritmo de corrección de la retrodispersión para sistemas de dosimetría portal.

Vicent Granado D, Carrasco Herrera MA, Sanchez Carmona G y Herrador Córdoba M.

030. Evaluación de dosis a piel por contaminación superficial en la fábrica de elementos combustibles de Juzbado.

Ortiz Trujillo D, Agustín Pérez Fonseca A y Alejandro Fuentes A.

031. Validación de la técnica de fosforimetría cinética inducida por láser para la determinación de la concentración de Uranio en orina

Hernández C, Sierra I, Benito P y López C.

032. Un nuevo método para la dosimetría con películas radiocrómica.

Méndez Carot I.

033. Influencia de la dependencia energética de las películas Gafchromic XR-RV3 en la medida de dosis en piel.

Martínez Gómez LC, Gilarranz Moreno R, Rot San Juan MJ, Delgado Rodríguez JM, Adaimi Hernández P y Milanés Gaillet A.

034. Desarrollo de un sistema de dosimetría con alanina en la universidad de santiago de compostela.

Gago Arias MA, Gómez Rodríguez F, González Castaño DM, Peteiro Vilaseco E y Lodeiro Remesar C.

035. Análisis de la dependencia energética de la película Radiocrómica XRQA2 para siete espectros de rayos X habituales en Radiodiagnóstico

Vicent Granado D, Gutiérrez Ramos SM, Sánchez Carmona G, Santos Rubio AJ y Herrador Córdoba M

036. Validación de la cuantificación de actividad de emisores beta en orina mediante espectrometría de centelleo en fase líquida.

Sierra I, Hernández C, Benito P y López C.

037. Comparación de la curva de calibración de las películas radiocrómicas EBT2 y EBT.

Parra Osorio V, Martín-Viera Cueto JA, Galán Montenegro P, Benítez Villegas EM, Casado Villalón FJ y Bodineau Gil C

038. Desarrollo y calibración de equipos automáticos de medida en tiempo real de la radiactividad ambiental mediante espectrometría gamma.

Casanovas R, Morant, JJ y Salvadó M.

039. Acreditación de un sistema de dosimetría de extremidades: validación e incertidumbre del método.

Romero Gutiérrez AM, Rodríguez Jiménez R y López Moyano JL

040. Acción EURADOS para la determinación de americio en cráneo mediante medidas *in-vivo* y simulación Monte Carlo.

López Ponte MA, Navarro Amaro JF, Pérez López B, Navarro Bravo T, Nogueira P y Vrba T.

041. Método para analizar espectros y establecer alertas tempranas en medidas de espectrometría gamma ambiental en tiempo real.

Prieto E, Salvadó M y Casanovas R.

042. El nuevo Laboratorio de Patrones Neutrónicos del CIEMAT.

Méndez R, Embid M y Guerrero JE.

043. Desarrollo de un sistema de espectrometría pasivo para la caracterización neutrónica de un ciclotrón.

Méndez R, Guerrero JE, Lagares JL, Sansaloni F, Pérez JM, Llop J y Králík M.

044. Análisis estadístico de la dosimetría personal de trabajadores expuestos.

Sánchez Muñoz FJ, Alejo Luque L, Mas Muñoz I y Serrada Hierro A.

045. Caracterización dosimétrica del sistema de dosimetría portal EPID ASI1000.

Vicent Granado D, Carrasco Herrera MA, Gutiérrez Ramos SM, Rodríguez Alarcón C y Herrador Córdoba M

046. Comparación de dosímetros personales para la medida de dosis dispersa en una sala de Radiología Intervencionista.

Sánchez RM, Vano E, Fernández JM, Ginjaume M, Duch MA, López-Vilanova N y Sempau J.

047. Acreditación de sistema de dosimetría ambiental TLD: validación e incertidumbre del método.

Rodríguez Jimenez R, Romero Gutierrez AM y Lopez Moyano JL.

048. Desarrollo e implementación de un software propio para la dosimetría multicanal con película radiocrómica EBT2.

Jiménez Feltström D*, Reyes García R, Luis Simón FJ, Carrasco Herrera M, Sánchez Carmona G y Herrador Córdoba M.

049. Estudio de la homogeneidad y la simetría de un haz de fotones de 6 MV para bajas um y diferentes tasas de dosis nominales.

Ramírez Ros JC, Navarro Guirado, Jerez Sainz M, Lobato Muñoz M, Jódar López CA, Ruiz López MA, Carrasco Rodríguez JL y Pamos Ureña M.

050. Estudio de la dependencia de la cámara de ionización Sourcecheck con la presión.

Tornero-López AM, Ruiz-Arrebola S, Moreno-Torres M, Simancas F, Rafael Guerrero R, Guirado D

051. Metodología para incluir una corrección por offset en la calibración de un dispositivo de verificación 2d basado en diodos.

Ramírez Ros JC, Pamos Ureña M, Jerez Sainz M, Lobato Muñoz M, Jódar López, CA, Ruiz López MA y Carrasco Rodríguez JL

052. Pruebas de aceptación para electrómetros usados en radioterapia: propuesta y estudio comparativo

Moreno-Torres M, Tornero-López AM, Ruiz-Arrebola S, Guirado D, Vilches M

053. Desarrollo de un procedimiento de calibración de medidores de producto kerma-área

Ginjaume M, Roig M, Amores M y Ortega X

054. Los histogramas equivalentes en la práctica clínica.

Nolasco AV, Faria LO, Schimitberger T.

055. Automatización del método gamma de comparación de imágenes dosimétricas.

Moreno Reyes JC, Macías Jaén J y Arráns Lara R.

056. Aplicación de diodos esféricos a la medida de dosis en haces de fotones de megavoltaje

Barbés B, Azcona JD, Burguete J y Martí-Climent JM.

057. Actualización de la aplicación informática INDAC de dosimetría interna.

Bravo Pérez-Tinao B, Marchena González P, Sollet Sañudo E y Serrano Calvo E.

058. Evaluación de un sistema de medida diaria para verificación del tamaño de campo de un haz de radiación en radioterapia.

Ordiales JM, Falero B y Lozano J.

059. Evaluación de un medio dispersor para la irradiación de hemoderivados en un acelerador lineal de electrones

Ordiales JM, Falero B, Vázquez M y Álvarez FJ.

060. Controles externos en el aseguramiento de la calidad de los resultados del SDPI de Tecnatom.

Durán Ramiro MT, Marchena González P, Bravo Pérez-Tinao B, Navas Menchén C y Navarro Navalón E.

061. Caracterización de detectores de neutrones de B+ZnS(Ag) como alternativa a los detectores de He-3.

Lorente Fillol A, González González JA, Suárez Navarro MJ, Pujol Teres L y Gallego Díaz E.

062. Use of a newly developed active thermal neutron detector for in-phantom measurements in a medical LINAC.

Bedogni R, F. Sanchez-Doblado F, Pola A, Gentile A, Esposito A, Gomez-Ros JM, Pressello MC, Lagares JJ, J.A. Terrón JA y Gomez F.

COMPARACIÓN BILATERAL 2012 ENTRE LABORATORIOS DE CALIBRACIÓN DOSIMÉTRICA ESPAÑOLES PARA LAS CALIDADES ISO: S-Cs Y S-Co

Cornejo Díaz NA¹, Ginjaume Egido M², Roig Costa M², Amores Medina M², Toll Escobedo A²
y Guantes Diez E¹

¹CIEMAT, Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes. Madrid.

²Universidad Politécnica de Cataluña, Instituto de Técnicas Energéticas, Laboratorio de Calibración y Dosimetría, Barcelona.

Correspondencia: nestorarmando.cornejo@ciemat.es

Palabras clave: Metrología, radiaciones ionizantes, kerma, radiación gamma

Introducción y objetivos

Las comparaciones entre los laboratorios de calibración constituyen uno de los medios fundamentales para la verificación y demostración de su trazabilidad metrológica al Sistema Internacional de Unidades. En el campo de las radiaciones ionizantes, las comparaciones internacionales son escasas y poco frecuentes, sobre todo en calidades y magnitudes de protección radiológica. Por tanto, los laboratorios de calibración acreditados están obligados a organizar comparaciones bilaterales, con laboratorios de mayor o igual jerarquía metrológica. En este trabajo se describe el protocolo y los resultados obtenidos en la comparación bilateral organizada durante el año 2012, entre dos laboratorios de calibración españoles. El objetivo fundamental de la comparación fue contribuir a la verificación y documentación de la consistencia de los servicios de calibración ofrecidos a nivel nacional, en lo que respecta a la trazabilidad metrológica de las calibraciones y asignaciones de dosis en niveles de protección radiológica para radiación gamma.

Material y métodos

El protocolo de comparación seguido fue aprobado previamente por los laboratorios participantes. La comparación se realizó mediante la calibración secuencial de un conjunto cámara de ionización – electrómetro por los laboratorios, para las calidades S-Cs y S-Co [1]. Se seleccionaron estas calidades por ser las de radiación gamma más utilizadas durante las calibraciones de equipos de vigilancia radiológica de zonas y puestos de trabajo y en las asignaciones de dosis equivalente personal y ambiental a dosímetros personales y ambientales, respectivamente. La magnitud que se utilizó fue el coeficiente de calibración en términos de kerma en aire por unidad de carga eléctrica neta colectada, N_K , en Gy/C, normalizado a las condiciones atmosféricas de referencia:

$$(1) \quad N_K = \frac{K_{air}}{M_C}$$

donde: air K es el valor de kerma en aire determinado en cada laboratorio, en el punto de calibración y M_C , es la lectura neta correspondiente del electrómetro, en unidades de carga eléctrica, tras restársele la lectura debida al fondo ambiental y a las fugas del conjunto cámara –electrómetro y aplicársele los factores de corrección pertinentes, por ejemplo, para la densidad del aire. El conjunto calibrado estuvo compuesto por una cámara de ionización marca: PTW, tipo: 32002 y un electrómetro marca: IBA, tipo: DOSE 1. Su estabilidad se verificó tras su calibración en cada laboratorio. El parámetro que se utilizó para verificar la compatibilidad de las mediciones fue el error normalizado con respecto a las incertidumbres expandidas, E_n :

$$(2) \quad E_n = \frac{(N_K)_{LAB1} - (N_K)_{LAB2}}{\sqrt{U_{LAB1}^2 + U_{LAB2}^2}}$$

donde: U_{LAB1} y U_{LAB2} son las incertidumbres expandidas ($k = 2$) asociadas a los valores de y , respectivamente. Las evaluaciones de incertidumbres se realizaron de acuerdo con la guía: Evaluación de datos de medición. Guía para la expresión de la incertidumbre de la medida, JCGM 100: 2008 [2].

Resultados y discusión

El valor absoluto del parámetro, E_n , definido en la ecuación (2), se muestra en la siguiente tabla para las dos calidades empleadas en la comparación. Las desviaciones entre los coeficientes de calibración, N_K , obtenidos en cada laboratorio para cada calidad ISO están en el marco de las incertidumbres expandidas correspondientes, para un nivel de confianza del 95%, asumiendo una distribución normal de la magnitud N_K .

Tabla 1.: Resumen de resultados, con el parámetro de evaluación, E_n

Calidad	LAB1		LAB2		$ E_n $
	N_k ($\times 10^4$ Gy/C)	$U(k=2) / N_k$	N_k ($\times 10^4$ Gy/C)	$U(k=2) / N_k$	
S-Cs	2,549	0,017	2,521	0,018	0,45
S-Co	2,509	0,017	2,525	0,018	0,26

La comparación también resulta aceptable en el marco de las incertidumbres típicas de los laboratorios ($k = 1$), siendo el valor absoluto del parámetro de verificación igual a 0,89 para la calidad S-Cs y 0,51 para la calidad S-Co. En este caso, el parámetro de verificación se obtuvo de forma similar al parámetro E_n de la ecuación (2), pero empleando las incertidumbres típicas ($k = 1$) asociadas a los coeficientes de calibración de los laboratorios.

Conclusiones

Los resultados obtenidos por ambos laboratorios son consistentes entre sí, en el marco de las incertidumbres correspondientes. La trazabilidad de éstos a diferentes laboratorios primarios proporciona un valor adicional a la comparación realizada, que ha contribuido a demostrar la consistencia metrológica de los servicios de calibración dosimétrica brindados en el País para la radiación gamma, en calidades de protección radiológica. Además de los fines evidentes de acreditación, esta equivalencia demostrada entre los laboratorios de calibración es de utilidad para los ejercicios de intercomparación de servicios de dosimetría personal, organizados periódicamente por el Consejo de Seguridad Nuclear, con la participación de ambos laboratorios de calibración en la definición y asignación de los valores convencionalmente verdaderos de la magnitud dosis equivalente personal. El trabajo realizado puede considerarse un precedente adecuado para futuras comparaciones que se organicen entre ambos laboratorios, no sólo en haces de radiación gamma.

Bibliografía

- [1] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION: X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy. Part 1: Radiation characteristics and production methods. ISO 4037-1 (1996)
- [2] BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES: Evaluation of measurement data – Guide to the expression of uncertainty in measurement. JCGM 100 (2008).

NUEVOS ESPECTRÓMETROS BASADOS EN DETECTORES DE ESTADO SÓLIDO PARA DOSIMETRÍA DE NEUTRONES EN CAMPOS PULSADOS

Gómez Ros, JM^{1,2}, Bedogni R², Esposito A², Gentile A², Introini MV³, Moraleta M¹, Pola A³ y Romero AM¹.

¹CIEMAT. Madrid.

²INFN – LNF. Frascati. Italia.

³Politecnico di Milano. Dipartimento di Energia. Milano. Italia.

Correspondencia: jm.gomezros@ciemat.es

Palabras clave: Neutrones, dosimetría, espectrometría.

Introducción y objetivos

La medida de espectros neutrónicos variables con el tiempo (campos pulsado) resulta especialmente compleja puesto su determinación debe realizarse con una sólo exposición. Esta comunicación presenta los principales resultados obtenidos durante los dos últimos años conjuntamente entre INFN-LNF, Politecnico di Milano y CIEMAT, en el marco de los proyectos NESCOFI@BTF (INFN, Commissione Scientifica Nazionale 5, Italia) y AIC-D-2011-0717 (MINECO, España) que han dado como resultado el desarrollo de dos espectrómetros, uno esférico y otro cilíndrico, utilizables para campos isótropos y haces colimados, respectivamente en un rango energético desde neutrones termicos hasta 100 – 200 MeV.

Material y métodos

El diseño de los espectrómetros se ha realizado mediante simulación Monte Carlo con MCNP para optimizar las dimensiones y la disposición geométrica en terminos de respuesta espectral, isotropía y comportamiento en campos realistas simulados. Los prototipos pasivos se han construido utilizando pares de detectores de termoluminiscencia MCP-6 / MCP-7 (6,7Li:F,Mg,Cu,P; diámetro: 4.5 mm, espesor: 0.9 mm, densidad: 2.5 g/cm³) y láminas de activación de Disprosio (Dy; diámetro: 12 mm, espesor: 0.1 mm), así como detectores de semiconductor. Las matrices respuesta correspondientes y su incertidumbre se han validado mediante exposición a campos monocromáticos de referencia (PTB) y fuentes de calibración (Am-Be, 252Cf). El espectro neutrónico, la fluencia total y las magnitudes dosimétricas correspondientes se han determinado utilizando el código de deconvolución FRUIT.

Resultados y discusión

Se han determinado las matrices respuesta para 120 energías entre 10⁻⁹ y 100 MeV, verificándola experimentalmente mediante exposición a fuentes de Am-Be (INFN-LNF) y 252Cf (ENEA) así como a neutrones monoenergéticos de 147 keV a 14.8 MeV (PTB). En las medidas realizadas con la fuente de Am-Be, se ha utilizado la técnica del “cono de sombra” para evaluar la contribución de los neutrones térmicos. Así mismo, se han realizado medidas experimentales en instalaciones productoras de neutrones del INFN (Frascati, Italia) y el Ospedale San Camilo (Roma, Italia)

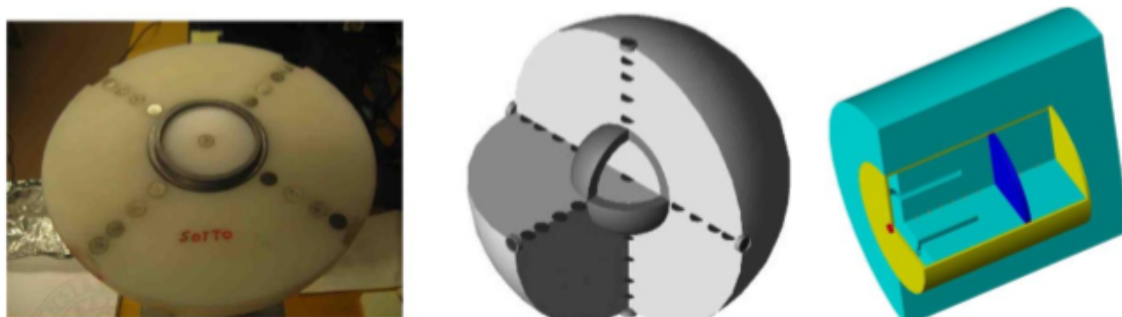


Fig. 1: Diseño geométrico de los espectrómetros de neutrones. En ellos puede observarse tanto la disposición de los detectores como la presencia de plomo junto con el polietileno para moderar los neutrones de alta energía.

Conclusiones

Los resultados obtenidos han probado la capacidad espectrométrica de ambos dispositivos: el espectrómetro con geometría esférica para aplicaciones en disimetría ambiental y de área, el espectrómetro cilíndrico para calibración de haces. Está previsto que esta línea de investigación continúe en los próximos años como una colaboración entre UAB, Ciemat, INFN y Politecnico di Milano, en el marco del proyecto FIS2012-39104-C02 (Plan Nacional I+D, MINECO, 2013 – 2015).

Bibliografía

- [1] J.M. Gómez Ros, R. Bedogni, I. Palermo, A. Esposito, A. Delgado, M. Angelone, M. Pillon. Design and validation of a photon insensitive multidetector neutron spectrometer based on Dysprosium activation foils. *Radiat. Meas.* 46, 1712-1715 (2011).
- [2] J.M. Gómez Ros, R. Bedogni, M. Moraleda, A. Esposito, A. Pola, M.V. Introini, G. Mazzitelli, L. Quintieri, B. Buonomo. An extended energy range multidetector neutron spectrometer. *Nucl. Instr. Meth. A* 677, 4-9 (2012).
- [3] R. Bedogni, J.M. Gómez Ros, A. Gentile, A. Esposito, A. Pola, M.V. Introini. Testing a newly developed single-sphere neutron spectrometer in reference monochromatic fields 147 keV 14.8 MeV. *Nucl. Instrum. Meth.* (2013).
- [4] J.M. Gómez Ros, R. Bedogni, A. Esposito, A. Pola, M.V. Introini. Design and testing of a directional neutron spectrometer. *Nucl. Instrum. Meth.* (2013).

METODOLOGÍA PARA LA CARACTERIZACIÓN Y TRAZADO RADIATIVO DE UN MATERIAL DE REFERENCIA PARA EL CONTROL RADIATIVO EN ACERÍAS

Mejuto Mendieta M*, Crespo Vázquez MT, Peyres Medina V, García-Toraño E y Pérez del Villar L

*CIEMAT. Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes. Madrid.
Correspondencia: teresa.crespo@ciemat.es

Palabras clave: Material de referencia, escorias de acerías, control radiactivo, protección radiológica.

Introducción y objetivos

Las industrias de fabricación de acero a partir de chatarra metálica producen cada año millones de toneladas de este material. Aunque la chatarra se pasa previamente por portales de medida de radiación para detectar posibles fuentes radiactivas, los blindajes de estas fuentes o la atenuación de la radiación por otras piezas de chatarra pueden hacer que fallen los controles. Si esto ocurre se producirían importantes contaminaciones de las instalaciones de las acerías, irradiación de los trabajadores y/o escapes de radionucleidos al medioambiente. Para evitar esto, existen sistemas de control que deberían cubrir idealmente todas las etapas del proceso de producción. Para estos sistemas, basados en medidas de radiación gamma, no existen, con carácter general, materiales de referencia o patrones de calibración que permitan garantizar la trazabilidad de todas las medidas al Sistema Internacional de Unidades. En este contexto, el proyecto EURAMET IND04 MetroMetal, Metrología de Radiaciones Ionizantes para la Industria Metalúrgica, tiene, entre otros, el objetivo de desarrollar patrones de referencia de acero fundido, escorias y polvo de humos, contaminados con distintos radionucleidos. Estos patrones se deben preparar con las geometrías adecuadas para la calibración de los equipos de medida de la radiación gamma existentes, on-line, en las acerías. Una de las tareas que le ha correspondido al Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes (LMRI) del CIEMAT consiste en la preparación de los patrones de referencia de una escoria negra de acería trazada con ^{226}Ra , ^{60}Co y ^{137}Cs . En este trabajo se resumen las etapas seguidas para la preparación de los patrones de referencia de dicha escoria, incluyendo la preparación física de la muestra, su caracterización química, mineralógica y radioactiva, así como la puesta a punto del método de trazado con los radionucleidos anteriormente indicados.

Material y métodos

Para la preparación del material de referencia se partió de 14 Kg de escoria negra procedente de la acería de Corrugados Getafe S.L. (Madrid). Esta escoria es un subproducto que se acumula al final de la etapa de fusión de la chatarra metálica en hornos de arco eléctrico, utilizados para la fabricación de acero. Tras el correspondiente cuarteo de la muestra, se procedió a su caracterización de acuerdo con la metodología siguiente: i) la granulometría se realizó mediante tamizado y sedimentación, siguiendo las normas UNE 103-101 Y 103-102; ii) la densidad y porosidad se midieron mediante porosimetría por intrusión de mercurio y picnometría de helio; iii) la mineralogía se determinó por Microscopía Electrónica de Barrido acoplada a un sistema analítico de Energías Dispersivas de Rayos X (MEB+EDX); iv) la composición química se obtuvo combinando las técnicas analíticas de espectrometría de emisión atómica de plasma acoplado inductivamente (ICP-AES), espectrometría de masas de plasma acoplado (ICP-MS), análisis térmico (ATD+TG), análisis elemental, difracción de rayos X (DRX) y fluorescencia de rayos X. La caracterización radioactiva se ha llevado a cabo mediante análisis por espectrometría gamma con detector de germanio [1]. Para el trazado de la muestra con los contaminantes radiactivos se han empleado patrones de referencia, calibrados previamente por el LMRI, desarrollándose un método propio a partir de [2].

Resultados y discusión

En la Tabla 1 se resumen los resultados preliminares de la caracterización de la escoria seleccionada.

Caracterización Física	Propiedad	Escoria < 2mm
	Densidad Real (Mg/m ³)	3,57
Densidad Aparente (Mg/m ³)	2,15-2,25	
Porosidad (%)	8	
Humedad (%)	4,6	
Caracterización Mineralógica (DRX)	Fases principales	Fases minoritarias
	Silicatos de Ca y Fe. Silicatos de Al, Ca y Mg.	Fe metal+óxidos de Fe (Fe ₃ O ₄)
Caracterización Química	Elemento	Porcentaje (%)
	Fe	22,7
	Ca	14,6
	Si	10,3
	Al	4,9
	Mg	1,8
Mn	4,4	
Caracterización Radiactiva	Radionucleido	Concentración de actividad aproximada (Bq / Kg)
	²²⁶ Ra	17.1
	²³⁸ U	20.9
	²³² Th	8.2

Simultáneamente a la caracterización de la muestra, se ha puesto a punto el método de trazado radiactivo. Se ha optado por el método de inmersión para garantizar la distribución homogénea de cada trazador.

Conclusiones

En este trabajo se ha desarrollado una metodología que permite obtener un material de referencia, en este caso una escoria de acería, adecuado para calibrar los equipos de control radiológico instalados en las acerías. Este material de referencia proporcionará la adecuada trazabilidad a las medidas de radiactividad, mejorando así los controles de protección radiológica.

Bibliografía

- [1] Gilmore GR. Practical gamma-ray spectrometry. 2 ed. England: John Wiley & Sons; 2008.
- [2] Sill CW, Hindman FD. Preparation and testing of standard soils containing known quantities of radionuclides. Analytical Chemistry 1974; 46(1):113-18.

NECESIDAD DE MONITORIZAR LAS COMPONENTES PARTICULADA Y GASEOSA DEL ^{131}I EN AIRE, EN REDES DE VIGILANCIA RADIOLÓGICA. IMPACTO EN ESPAÑA DEL ACCIDENTE DE FUKUSHIMA DAI-ICHI

Baeza Espasa A, Caballero Andrada M, Corbacho Merino JA, Ontalba Salamanca MA, Rodríguez Perulero A, Valencia Corrales D y Vasco Vargas J.

Laboratorio de Radiactividad Ambiental de la Universidad de Extremadura (LARUEX). Cáceres. España.
Correspondencia: ymiralles@unex.es

Palabras clave: ^{131}I , aerosoles radiactivos, espectrometría gamma, accidente de Fukushima, redes de alerta.

Introducción y objetivos

Tras un accidente nuclear con evacuaciones significativas al exterior, debe determinarse con precisión la concentración de radioyodos en la atmósfera, dada su importante contribución al impacto radiológico producido. Las redes automáticas de vigilancia radiológica tienen como objetivo el aportar con la mayor rapidez posible, información fiable de dichas alteraciones radiológicas, para poder adoptar las contramedidas que sean necesarias. Para ello, estas redes suelen tener monitores para medir en tiempo cuasi-real la presencia de radiopartículas en los aerosoles recolectados en filtros continuos, así como de la fracción gaseosa de entre otros, los radioyodos, que pueden ser atrapados sobre filtros de carbón activo. No obstante lo anterior, pueden surgir dudas técnicas sobre la conveniencia de utilizar estos últimos dispositivos, por las necesidades de mantenimiento que conllevan. Como es sabido, tras el tsunami habido el 11 de marzo de 2011 en el Océano Pacífico frente a Japón, se produjo un severo accidente en varias unidades del complejo nuclear de Fukushima Dai-Ichi, liberándose a la atmósfera importantes actividades de ^{131}I , estimadas en $1.3\text{-}1.5 \times 10^{17}$ Bq [1]. Parte de dicha nube radiactiva alcanzó incluso a Europa [2], detectándose durante varios días en Cáceres y en otras ciudades españolas, niveles de actividad para el ^{131}I , tanto en forma particulada como gaseosa, evidenciando de hecho, que la fracción gaseosa es una fracción importante de la actividad total de ^{131}I [2-4]. Por todo ello, el objetivo de este trabajo es, poniendo de manifiesto la necesidad de cuantificar las citadas dos componentes de los radioyodos en la atmósfera, proponer un diseño en las estaciones automáticas tipo de vigilancia radiológica que permitan la medida eficiente de las mismas, con un mantenimiento asumible.

Material y métodos

Las estaciones de monitorización atmosférica de las redes de alerta radiológica automáticas existentes en España poseen los siguientes sistemas de detección: a) contadores de tasa de dosis gamma ambiental tipo, Geiger-Müller, b) un doble detector de centelleo, ZnS(Ag)+plástico, para la medida de las actividades alfa y beta total y los niveles de radón en las radiopartículas retenidas en un filtro continuo y c) un detector de NaI(Tl) con un analizador de dos monocanales, para la medida del ^{131}I gaseoso acumulado en un cartucho de carbón activo impregnado con TEDA. Aunque la experiencia adquirida por los gestores de las diferentes redes existentes, del CSN y de las Comunidades Autónomas, han demostrado las capacidades y robustez de dichos equipos, actualmente se pueden considerar tecnológicamente superados debido principalmente a: 1) la imposibilidad de identificar y cuantificar los radionucleidos presentes en los aerosoles acumulados en el filtro continuo 2) el cálculo indirecto que se realiza para la actividad de la fracción gaseosa del ^{131}I y 3) el elevado mantenimiento de estas últimas medidas requieren, por los frecuentes desplazamientos que debe hacerse para el cambio manual del filtro de carbón.

Resultados y discusión

Como consecuencia de la ejecución del programa de vigilancia radiológico ambiental de la Red de Estaciones de Muestreo, promovido por el Consejo de Seguridad Nuclear en diversas poblaciones españolas, Sevilla, Cáceres, Barcelona y Granada entre otras, se detectaron en sus atmósferas restos de la nube radiactiva procedente de Fukushima, cuantificando entre otros las actividades de los siguientes radionucleidos ^{131}I , ^{137}Cs , ^{134}Cs , ^{136}Cs y ^{132}Te [3-4]. Concretamente, mediante bombas de alto volumen se determinó con precisión la actividad de la fracción particulada del ^{131}I y sobre cartuchos de carbón activo su fracción gaseosa. En la figura 1, se muestra la evolución temporal de las actividades del ^{131}I en ambas fracciones, observándose que la fracción gaseosa del ^{131}I representa un elevado porcentaje de la actividad total medida, entre un 50 y 80%. De hecho, en un trabajo recopilatorio de la influencia de Fukushima en diversos puntos de Europa [2] se establece, para un amplio conjunto de medidas realizadas hasta el 12 de abril de 2011, el valor medio de esa proporción en el $(77 \pm 14)\%$. No obstante lo anterior y debido al mínimo impacto radiológico que supuso en España el accidente de Fukushima, éste no fue detectado por las estaciones de las redes de vigilancia radiológica automáticas en su modo estándar de trabajo, dado sus características y mayores AMD's, lo que debe impulsar acciones que permitan mejorar sus capacidades analíticas y la disminución de sus tareas de mantenimiento. En

este sentido, la estación piloto desarrollada en el LARUEX, gracias a la financiación del Consejo de Seguridad Nuclear y del Gobierno de Extremadura, supera con creces las anteriores limitaciones mediante: a) La incorporación de espectrometría gamma para la medida de las fracciones particulada y gaseosa del contenido radiactivo en los aerosoles, con un detector de BrLa3(Ce) sobre el filtro continuo y con un detector de NaI(Tl) sobre el cartucho de carbón activo y, en ambos casos, usando electrónica multicanal digital compacta; b) La construcción de un dispositivo automático intercambiador de cartuchos, basado en una plataforma giratoria que permite a voluntad el retirar el cartucho medido y colocar uno nuevo frente al detector de NaI(Tl), gracias a la incorporación un dispensador lineal de alta capacidad, lo que reduce drásticamente la frecuencia de las tareas de mantenimiento; c) El desarrollo de un nuevo software de adquisición y control de las medidas, que establece la lógica deseada de adquisición, pudiendo efectuar en un tiempo cuasi-real el cálculo y la comunicación de las actividades medidas, pero también determinar las actividades para espectros acumulados en intervalos de tiempo mayores configurables, de manera que sea posible el disminuir suficientemente los AMD's. Así mismo, este software controla el desplazamiento del filtro y el cambio automático del cartucho, tanto a intervalos de tiempo predefinidos, como ante la presencia de una anomalía radiológica, que es automáticamente registrada en una zona no expuesta del filtro y/o en un nuevo cartucho, de manera que pueda aislarse el fenómeno, para en su caso realizar posteriores análisis en laboratorios de baja actividad.

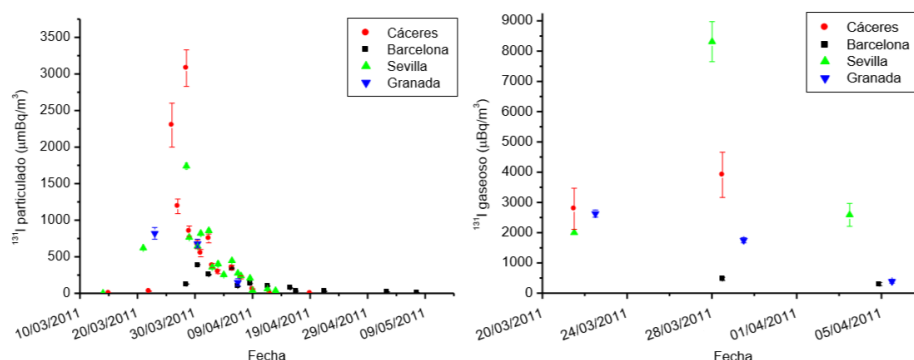


Figura 1. Evolución temporal de las fracciones (a) particulada y (b) gaseosa del ¹³¹I procedente de Fukushima registrado en cuatro estaciones españolas participantes en el plan de vigilancia radiológico REM del CSN.

Conclusiones

La detección de las fracciones gaseosa y particulada del 131I en la atmósfera, procedente del accidente de Fukushima, puso de manifiesto la necesidad de mantener ambos tipos de medidas en los sistemas de medida automáticos y en tiempo cuasi-real o en los no automáticos y con medidas diferidas, para poder evaluar la actividad total de 131I inhalada tras un accidente de este tipo. Para ello, debe actualizarse la tecnología de las actuales estaciones automáticas de monitorización atmosférica, introduciendo la espectrometría gamma para cuantificar las fracciones particulada y gaseosa del 131I en la atmósfera, minimizando además su mantenimiento, mediante el uso de intercambiadores automáticos de los cartuchos de carbón activo y, en cualquier caso, utilizando un software que posea una lógica tal que adapte el funcionamiento de la estación, tanto a situaciones normales de registro del fondo ambiental, como al registro de anomalías radiológicas, pudiendo en tales casos aislar estos sucesos para su reanálisis con técnicas radioquímicas más sensibles y precisas.

Agradecimientos: La realización de este trabajo ha sido posible gracias a la financiación obtenida del Gobierno de Extremadura y del Consejo de Seguridad Nuclear del Convenio de Colaboración suscrito para la operación, gestión y acceso a los datos de las estaciones automáticas de vigilancia radiológica ambiental.

Bibliografía

[1] Report of Japanese Government to the IAEA Ministerial Conference on Nuclear Safety- “The Accident at TEPCO’s Fukushima Nuclear Power Stations”, 2011, <http://www.nisa.meti.go.jp/english/files/en20110112-4.pdf> (último acceso: 15/01/2013).

[2] O. Masson et al., 2011, “Tracking of airborne radionuclides from the damaged Fukushima Dai-Ichi nuclear reactors by European networks”, *Environ. Sci. Technol.*, 45, 7670–7677.

[3] A. Baeza, J.Á. Corbacho, A. Rodríguez, J. Galván, R. García-Tenorio, G. Manjón, J. Mantero, I. Vioque, D. Arnold, C. Grossi, I. Serrano, I. Vallés, A. Vargas, 2012, “Influence of the Fukushima Dai-ichi nuclear accident on Spanish environmental radioactivity levels”, *J. Environ. Radioact.*, 114, 138-145.

[4] F. Piñero García, M.A. Ferro García, 2012, “Traces of fission products in southeast Spain after the Fukushima nuclear accident”, *J. Environmental Radioact.*, 114, 146-151.

DOSIMETRÍA CON EPID EN TRATAMIENTOS DE IMRT

Pérez Azorín JF^{1,3}, Ramos García LI², Ortiz de Zárate Vivanco R^{1,3}, Espinosa Sola JM¹, Celeiro González J¹ y Trueba Garayo I⁴

¹Unidad de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Cruces. Barakaldo.

²Departamento de Oncología. Clínica Universidad de Navarra. Pamplona.

³Hospital Quirón-Vizcaya. Erandio, Vizcaya.

⁴Hospital Universitario de Araba. Servicio Oncología Radioterápica. Vitoria.

Correspondencia: fernando.perez@ua.es

Palabras clave: EPID, IMRT.

Introducción y objetivos

Los tratamientos con técnicas avanzadas como la IMRT requieren de un control de calidad individualizado para cada paciente. La utilización de los dispositivos electrónicos de imagen portal (EPID) de a-Si para este tipo de controles de calidad se ha extendido en los últimos años debido a que presentan una alta estabilidad geométrica, excelente calidad de imagen, alta resolución y una respuesta lineal con la dosis. En este trabajo se presenta el modelo dosimétrico desarrollado para dos modelos de EPID, OptiVue TM 500 y OptiVue TM 1000 ART y energía de 6 MV, así como los resultados estadísticos del control de calidad específico para 30 tratamientos de IMRT y su comparación con otros dispositivos 2D de control de calidad. Material y métodos: En este trabajo se han empleado dos modelos de flat-panel, OptiVue TM 500 montado sobre un acelerador lineal Siemens Oncor Impression con CML de 82 pares de láminas de 1 cm en isocentro y 200 UM/min, y OptiVue TM 1000 ART montado sobre un Siemens Artiste con un CML de 160 láminas de 0.5 cm en isocentro y 300 UM/min. Ambos dispositivos tienen un área activa de 41x41 cm² con una matriz de 512x512 píxeles (OptiVue TM 500) y 1024x1024 píxeles (OptiVue TM 1000 ART). En este trabajo hemos elegido una distancia fuente-panel de 115 cm (OptiVue TM 500) y 100 cm (OptiVue TM 1000 ART). La adquisición de imágenes se ha realizado con el software Siemens Coherente Therapist Workspace, versión 1.0657 (OptiVue TM 500) y versión 2.1.24 (OptiVue TM 1000 ART). La ecuación que describe nuestro modelo dosimétrico es:

$$(1) \quad D_p^{water}(x, y) = \frac{1}{c_F} \left[\left(\frac{G_{raw}(x, y) \cdot BP(x, y)}{G(t_{rad})} \right) \otimes^{-1} k_F(\sqrt{x^2 + y^2}) \right] \otimes k_D$$

donde los términos mostrados siguen la nomenclatura utilizada por [1]. De este modo, la imagen en dosis es una imagen corregida por ghosting, uniformidad, etc. El modelado se ha realizado para una profundidad en agua de 2 cm para el OptiVue TM 500 y 5 cm OptiVue TM 1000 ART. Para las medidas de dosis puntual, se ha utilizado una cámara de ionización tipo semiflex PTW TM31002. Se ha desarrollado un programa que transforma la imagen bruta en una distribución de dosis. El análisis del parámetro gamma se ha realizado con el software Verisoft v4.2. Como test inicial para comprobar la fiabilidad del modelo se ha comparado: i) un campo con cuña dinámica de 60°. ii) campo cuadrado de 20x20 cm². Una vez validado el modelo, se ha calculado el valor de los parámetros $\gamma_{2\%,2mm}$, $\gamma_{3\%,3mm}$ y $\gamma_{5\%,3mm}$ para 30 tratamientos de IMRT (220 campos de tratamiento). También comparamos a su vez los resultados obtenidos con la matriz de detectores PTW seven29 montado en el maniquí PTW OCTAVIUS.

Resultados y discusión

1. Modelado y test: siguiendo la metodología empleada en [1], calculamos todos los parámetros del modelo según la ecuación (1). En la figura 1b y 1c podemos ver las matrices de corrección por la forma del campo, BP, y el kernel de dispersión, k_F, respectivamente. Campo con cuña de 60°: obtenemos ($\gamma_{2\%,2mm}$, $\gamma_{3\%,3mm}$) = (98.5, 99.5) con una desviación en la dosis central entre el valor predicho y el medido con cámara de 0.3%. En la figura 1a se muestra un perfil y de este test. Campo 20x20 obtenemos ($\gamma_{2\%,2mm}$, $\gamma_{3\%,3mm}$) = (97.3, 99.4) con una desviación en la dosis central entre el valor predicho y el medido con cámara de 0.2%.

2. Comparación de tratamientos: en la tabla 1 se muestran los resultados obtenidos para $\gamma_{2\%,2mm}$, $\gamma_{3\%,3mm}$ y $\gamma_{5\%,3mm}$ sobre 220 campos de tratamiento (90 campos medidos con OptiVue TM 500 y 130 con OptiVue TM 1000 ART). Los resultados de la matriz 2D PTW seven29 se han obtenido sobre los campos medidos con el OptiVue TM 500.

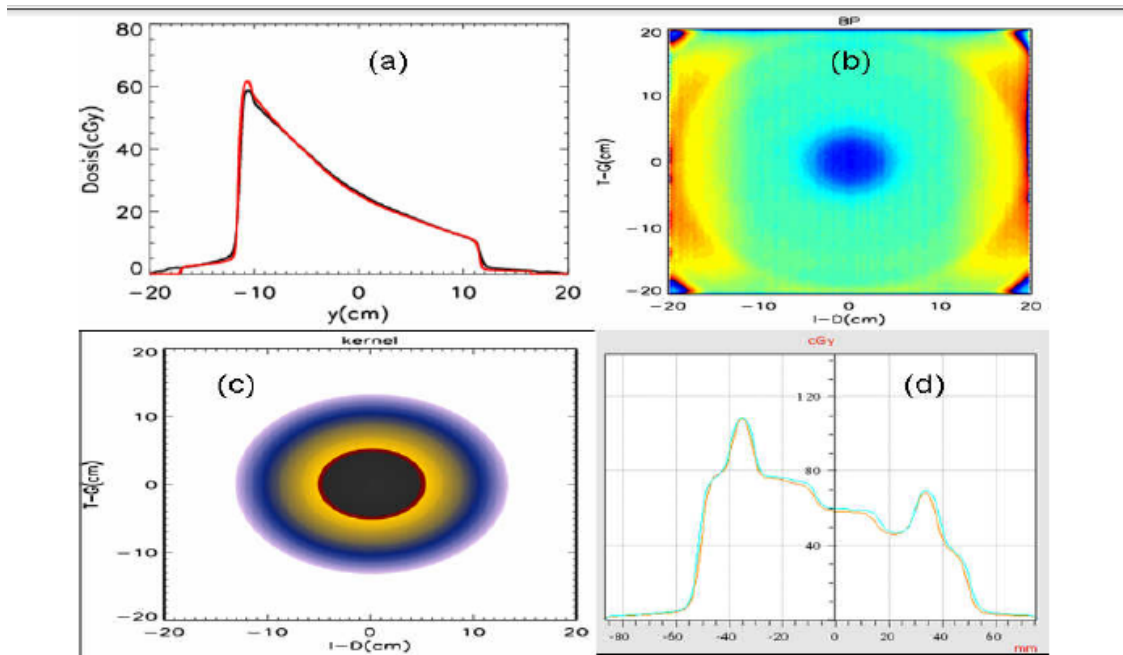


Figura 1. (a) Perfil Y comparando el campo medido para cuña de 60° (negro) con la calculada por el sistema de planificación (rojo). (b) Matriz de corrección por la forma del campo, BP. (c) Kernel de dispersión, k_F . (d) Comparación de un perfil obtenido con el EPID(azul) y el calculado por el sistema de planificación(rojo).

EPID			SEVEN29		
$\gamma_{2\%,2mm}$	$\gamma_{3\%,3mm}$	$\gamma_{5\%,3mm}$	$\gamma_{2\%,2mm}$	$\gamma_{3\%,3mm}$	$\gamma_{5\%,3mm}$
94(2)	99.2(0.7)	99.8(0.3)	93(3)	99(2)	99(2)

Tabla 1. Resultados obtenidos sobre 220 campos de tratamiento de IMRT para el EPID y el array 2D.

Conclusiones

El empleo del EPID OptiVue™ como dosímetro para control de calidad es un herramienta valida y competitiva frente a la película radiocrómica. Su uso reduce sustancialmente el tiempo destinado a control de calidad.

Bibliografía

[1]. Nijsten SM, van Elmpt WJ, Jacobs M, Mijnheer BJ, Dekker AL, Lambin P, et al, A global calibration model for a-Si EPIDs used for transit dosimetry. Med. Phys. 2012; 34; 3873-3884.

ANÁLISIS MEDIANTE SIMULACIÓN MOTE CARLO DE LA MEDIDA IN-VIVO DE ^{241}Am UTILIZANDO MANIQUÍES DE CRÁNEO

Moraleda M, Gómez-Ros JM, López MA, Navarro JF y Pérez B

Dosimetría de Radiaciones/Departamento de Medio Ambiente CIEMAT. Madrid.

Correspondencia: montse.moraleda@ciemat.es

Palabras clave: Dosimetría numérica, Calibración, Monte Carlo, Voxel Phantom.

Introducción y objetivos

Los detectores para medida in-vivo de los radionucleidos incorporados al organismo necesitan ser calibrados para evaluar la actividad retenida en el cuerpo y a partir de esta estimar la dosis efectiva. Esta calibración se suele realizar con maniquíes físicos específicos que representan una morfología y un patrón de distribución de radionucleidos determinados. El uso de códigos de cálculo basados en métodos de Monte Carlo y de maniquíes numéricos del cuerpo humano ofrece una herramienta versátil con la que realizar esta calibración a partir de la simulación del problema y el cálculo de la eficiencia de detección definida como la relación entre el número de fotones detectados (cuentas por segundo) y el número de fotones emitidos por la fuente (fotones por segundo). El objetivo es construir una serie de maniquíes numéricos de cráneo a partir de Tomografías Computerizadas (TC) de diversos maniquíes físicos utilizados en la detección de ^{241}Am depositado en hueso con los que simular el transporte de radiación y calcular la eficiencia de detección en varias geometrías de medida. La comparación con resultados experimentales de medidas en el laboratorio permitirá analizar la adecuación del uso de las técnicas de simulación numérica así como las diferencias observadas entre los distintos maniquíes a la hora de calibrar equipos de detección.

Material y métodos

Se han utilizado 3 maniquíes físicos de calibración: CSR (del instituto checo NRPI), de geometría sencilla y construido en yeso y poliuretano con distribución superficial de la actividad en las caras interna y externa del simulador de hueso; BFS (del Bundesamt für Strahlenschutz alemán), construido a partir de un cráneo real contaminado en sus superficies interna y externa y recubierto de parafina; BPAM (del USTUR estadounidense), consistente en un cráneo real de un donante contaminado tras exposición accidental a ^{241}Am recubierto de tejido simulador de tejido blando. Las TC de los maniquíes se han tratado con el software ImageJ [1] para construir los ficheros de entrada al código de transporte de radiación MCNPX [2] y describir la distribución de la fuente de radiación en el maniquí, [3]. Además se ha utilizado el maniquí voxelizado Zubal construido a partir de imágenes médicas de un individuo real. El par de detectores de Germanio utilizados en el Contador de Radiactividad Corporal de CIEMAT se ha simulado en detalle y se ha utilizado información experimental proveniente de las curvas de calibración en energías y en forma de pico para reproducir al máximo la forma del espectro de pulsos detectado [4]. Se han supuesto 4 geometrías de medida con el detector a 1 cm de distancia: sobre la cabeza (P0), hacia la frente y con el detector formando un ángulo de 43° (P1), en los laterales (P2 y P- 2) y en la parte posterior (P3). La eficiencia de detección se ha calculado a partir del área bajo el pico de 59,5 keV del espectro simulado, expresándola en cps/Bq para facilitar la comparación de resultados.

Resultados y discusión

Las variaciones morfológicas y de distribución de contaminante entre los maniquíes se ven reflejadas en los resultados de eficiencia de detección. En todos los casos, la geometría de medida vertical es la que proporciona una mayor eficiencia. En el maniquí BPAM, al estar contaminado solo medio cráneo, es donde se encuentran las mayores diferencias entre las posiciones de medida. Se ha realizado un cálculo de eficiencia en geometría vertical con el maniquí numérico de Zubal construido a partir de la TC de una persona con medidas similares al individuo medio y el resultado se asemeja al obtenido con el maniquí BPAM (2% de diferencia). Sin embargo, el BFS es una cabeza de tamaño mucho menor (aproximadamente la mitad de peso) y por tanto resulta en un valor de eficiencia mayor. En cuanto al maniquí CSR, debido a su sencillez, sólo permite la medida en geometría vertical y su resultado difiere bastante del obtenido para un individuo medio resultando en una subestimación de la Actividad en hueso. Se han comparado los resultados de las simulaciones de Monte Carlo con los obtenidos experimentalmente en el laboratorio con los maniquíes físicos de calibración hallándose en general un buen acuerdo entre las eficiencias de detección simulada y experimental que difieren en menos del 10%. La excepción se encuentra en las medidas en los laterales del maniquí BPAM. Al ser un cráneo proveniente de una contaminación real de un trabajador el ^{241}Am no se encuentra realmente distribuido de forma homogénea, que es lo que se ha supuesto en la simulación numérica, resultando en un mayor desacuerdo en las eficiencias obtenidas. Además la geometría lateral es la más difícil de reproducir y pequeñas variaciones en el posicionamiento dan lugar a aumentos de la distancia fuente-detector.

Conclusiones

La simulación Monte Carlo de la medida in-vivo de ^{241}Am en cráneo, considerando los detectores y maniqués voxelizados detallados permite calcular valores numéricos de la eficiencia de detección cuya discrepancia con los valores obtenidos experimentalmente es inferior al 10%. Las características morfológicas del maniquí y el patrón de distribución del contaminante afectan a la eficiencia de detección obtenida. A la hora de evaluar la dosis recibida por un individuo de características físicas similares al individuo medio, el maniquí físico de calibración que mejor se ajusta a la medida sería el BPAM.

Bibliografía

- [1] Rasband, W.S., ImageJ, U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA, <http://imagej.nih.gov/ij/>, 1997-2012.
- [2] D.B. Pelowitz (Ed.), MCNPX User's Manual Version 2.6, Report LA-CP-07-1473, 2008.
- [3] Gómez Ros, J.M., Moraleda, M., López, M.A., Navarro, T., Navarro, J.F. Monte Carlo based voxel phantoms for in vivo internal dosimetry. *Radiation Protection Dosimetry* 2007; 125, 161-165.
- [4] Moraleda, M., Gómez-Ros, J.M., López, M.A., Navarro, T., Navarro, J.F. A MCNP-based calibration method and a voxel phan-tom for in vivo monitoring of ^{241}Am in skull. *Nucl. Instrum. Meth. A* 2004; 526, 551-559.

MEDIDAS NEUTRONICAS CON DETECTOR CZT PARA ACEPTACION DEL ACCESO AL BUNKER DE UN LINAC DE RADIOTERAPIA DE 15 MV

Barquero Sanz R*, Antón DA, Iñiguez de la Torre PL, del Castillo Belmonte AC, Alonso DA, De Miguel DM y López Lara-Martín FL

* Servicio de Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario de Valladolid. Valladolid.
Correspondencia: rbarquerosa@saludcastillayleon.es

Palabras clave: Dosimetría neutrones, blindajes LINAC, Radioterapia.

Introducción y objetivos

Tras la construcción del bunker y la instalación de cualquier acelerador y antes de proceder a su puesta en marcha, se deben aceptar los blindajes construidos de la sala de tratamiento para asegurar la adecuada protección radiológica durante su funcionamiento. Esta aceptación incluye la verificación de la dosis por fotoneutrones en funcionamiento de alta energía (15MV) en el laberinto de acceso al equipo. La adquisición por el hospital de un detector específico para neutrones representa un costo normalmente inasumible, por lo que se suele recurrir a entidades externas para obtener las dosis de los mismos. La solución adoptada en nuestro caso ha sido utilizar un espectrómetro dotado de detector CZT adquirido para medida de campos fotónicos, pero que se ha calibrado para la medida de neutrones térmicos, que son los que se encuentran en el acceso al acelerador. En el trabajo se presentan las medidas efectuadas y los resultados obtenidos.

Material y métodos

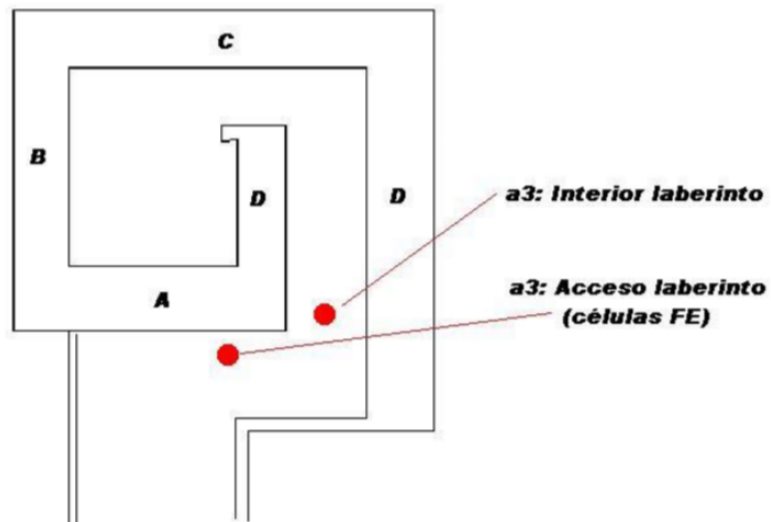
El detector de medida es un cristal de 1cm*1cm*1cm de Cadmio Zinc y Cadmio (CZT) de 5,78 g/cc con resolución energética de 2,5% (Cs-137), preamplificador de lectura, fuente de alto voltaje, amplificador y baterías, que se conecta a un ordenador personal con Software que lo acompaña PSpect 1.0 medida de fluencia neutrónica es posible por reacción de captura térmica (n,g)113Cd que genera varios picos que se presentan en el espectro gamma, siendo el más grande el de energía 558 keV, que se escoge para caracterizar el detector. Para su calibración se utilizó previamente una fuente moderada de Americio Berilio (241AmBe) en moderador de parafina, en donde se obtuvo la sensibilidad del detector en cuentas acumuladas en el pico de 558 keV por unidad de fluencia térmica. Para ello se contrastó la respuesta del CZT con la de un detector proporcional de BF3 calibrado en fluencia térmica, colocando ambos detectores en los mismos puntos de irradiación dentro de la parafina. La eficiencia del detector a neutrones térmicos determinada en la calibración resulta ser de 2% cuentas cm². El LINAC en donde se miden las fluencias térmicas es un VARIAN DHX de 15 MV recién instalado en un bunker de doble laberinto sin puerta. Se miden las fluencias térmicas en el final exterior del laberinto y en el último recodo del mismo, (ver figura) con ángulos del estativo de 0°, 90°, 180° y 270°, con dispersor en el isocentro y sin el. Todas las medidas se efectúan para RX de 15 MV, campo primario máximo de 40x40 cm² y con tasa de 600 UM/min, es decir 360 Gy/h de haz primario en el isocentro. Se determinan fluencias acumuladas en tiempos de irradiación entre 100 y 400 segundos. La tasa de dosis equivalente correspondiente a dichas fluencias (Instantaneous dose rate, IDR) se calcula utilizando los factores de conversión del documento ICRU-57 [1]. Como criterio de aceptación del laberinto se comparan las dosis neutrónicas medidas con los límites aplicables de dosis en la zona contralada en el acceso al LINAC, utilizando el concepto de “dosis semanal promedia en el tiempo”, R_w , según se define el documento NCRP Report 151 [2].

Resultados y discusión

En la tabla 1 se resumen los resultados obtenidos en la medida de fluencias en las diferentes orientaciones del LINAC y las estimaciones de dosis neutrónicas asociadas. Como se puede ver la tasa de dosis neutrónica instantánea máxima (IDR)_{max} en el acceso del laberinto es 2,22 μSv/h. Para aceptar el laberinto construido se debe comparar con los límites aplicables, por lo que en primer lugar se calcula la suma de las contribuciones a dicha IDR_{max} de fotones y neutrones, y después se calcula la R_w total, corregida por el factor de ocupación (T=1). La contribución por fotones (medida previamente con un monitor VICTOEREN 450P) se debe a la contribución de fugas y es 2,88 μSv/h, con lo que el resultado final es $R_w \cdot T = 14,11$ μSv/semana, inferior al límite semanal de dosis (100 μSv).

PUNTO medida, descripción	ANGULO del LINAC	Dispersor	Tiempo irradiación(s)	Tasa de fluencia térmica ($\text{cm}^{-2}\text{s}^{-1}$)	IDR _n $\mu\text{Sv/h}$
a3, interior laberinto	90°	si	363	218.7	8.3
	180°	si	200	347.5	13.3
	270°	si	200	225.3	8.6
	0°	no	203	284.2	10.8
a3, célula fotoeléctrica	90°	si	109	42.2	1.6
	180°	si	181	40.9	1.6
	270°	si	105	58.6	2.2
	0°	no	204	30.9	1.2

Tabla 1. Resumen los resultados obtenidos en la medida de fluencias en las diferentes orientaciones del LINAC y las estimaciones de dosis neutrónicas asociadas.



Conclusiones

Se concluye que el diseño y longitud del laberinto construido satisface el criterio de aceptación lo que ratifica su idoneidad para asegurar la protección necesaria en el acceso a la sala de tratamiento.

Bibliografía

- [1] ICRU 1998 Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation ICRU Publication 57.
- [2] NCRP 151, Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma Ray Radiotherapy Facilities, NCRP December 31, 2005. NCRP Report.

USO DE UN DETECTOR CZT PARA LA VERIFICACIÓN DE BLINDAJES FRENTE A NEUTRONES EN 3 ACELERADORES LINEALES DE USO CLÍNICO

Barquero Sanz R¹, Antón DA¹, Iñiguez de la Torre PL², del Castillo Belmonte AC³, Alonso DA³, de Miguel DM³ y López Lara-Martín FL³

¹Servicio de Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario Valladolid. Valladolid.

²Facultad de Ciencias. Departamento de Física Atómica. Valladolid.

³Servicio de Radioterapia. Hospital Clínico Universitario Valladolid. C/ Ramón y Cajal s/n. 47003 Valladolid. España

Correspondencia: rbarquerosa@saludcastillayleon.es

Palabras clave: Dosimetría neutrones, blindajes LINAC, Radioterapia.

Introducción y objetivos

En los aceleradores lineales de uso médico que operan a energías mayores que 10 MV existe producción de fotoneutrones. Para la comprobación de los blindajes se emplean diversos detectores como TLD, contadores proporcionales de BF₃, centelleadores de ⁶Li(Eu), etc. En este trabajo se describe cómo se puede aprovechar la reacción de los neutrones térmicos ¹¹³Cd(n,γ)¹¹⁴Cd con el cadmio del detector semiconductor de una aleación de cadmio, zinc y telurio (CZT). Los fotones de 558 keV producidos pueden ser detectados por el propio semiconductor. De esta forma se dispone de un método ágil para la medición del flujo neutrónico transmitido por el blindaje y que proporciona una lectura casi inmediata del resultado. Se aplica este método tres aceleradores lineales en los que se comprueba el correcto blindaje de sus respectivas salas de tratamiento.

Material y métodos

Se empleó un detector de cadmio, zinc y telurio (CZT) fabricado con un cristal Cd_{0.9}Zn_{0.1}Te de 10x10x10 mm y densidad de 5.78 g cm⁻³. La resolución energética medida del detector es ~2,5% FWHM para el fotopico de 662 keV del ¹³⁷Cs. El detector junto con los preamplificadores están alojados en una caja de protección de aluminio (Al). La adquisición y análisis de los espectros se realizaron con el software PPSpect 1.0 que lo acompaña. El conjunto se puede ver en la figura adjunta. El detector fue calibrado previamente con una fuente de Americio- Berilio (²⁴¹AmBe) moderada con parafina. Se obtuvo la sensibilidad del detector en cuentas acumuladas en el pico de 558 keV por unidad de fluencia de neutrones térmicos y se confrontó la respuesta del CZT con la de un detector proporcional de BF₃ calibrado en fluencia térmica colocados ambos detectores en los mismos puntos de irradiación dentro de la parafina. Se sometieron a estudio los accesos a los búnkeres de tres aceleradores: Un ELEKTA Precise (energía máxima de 18 MV), un VARIAN Clinac (15 MV) y un VARIAN DHX (15 MV). Los búnkeres de los dos primeros cuentan con puerta blindada de 20 cm de polietileno, 1cm de plomo y 5mm de acero (ELEKTA), 20,4 cm de parafina y 1,7 cm de plomo (VARIAN) y el tercero (VARIAN DHX) con doble laberinto. En los dos primeros se colocó el detector próximo al exterior de la puerta, considerado el punto más problemático, mientras administraban sesiones de radioterapia planificadas a la mayor energía. En el VARIAN Clinac además se colocó dentro de la sala de tratamiento junto a la puerta. En el VARIAN DHX se colocó dentro del laberinto y en el acceso al mismo mientras se efectuaban disparos de 15 MV durante las pruebas de aceptación. El tiempo efectivo de irradiación, t, se obtiene de los datos de irradiación según las consolas de los aceleradores. El pico de la reacción de captura neutrónica del cadmio ¹¹³Cd(n,γ)¹¹⁴Cd es de 558 keV. Del espectro adquirido se obtiene el número de cuentas en este pico de interés. Para ello se toma una región de interés (ROI) centrada en el canal correspondiente a 558 keV y de anchura igual a 2,5•FWMH, con un pico claro o 1,2•FWMH con fondo dominante. El software proporciona el número de cuentas netas en la ROI seleccionada, nn. Con las cuentas y el tiempo efectivo de funcionamiento del acelerador se tiene la tasa de cuentas netas detectadas, rn. $rn = nn/t$ Obtendremos la tasa de fluencia de neutrones teniendo en cuenta la eficiencia del detector, η: $\phi n = rn / \eta$ (neutron•s⁻¹•cm⁻²)

A la tasa de fluencia de neutrones, supuestos todos térmicos, se le aplica el coeficiente de conversión correspondiente[1], 10,6 pSv•cm², para obtener la tasa de equivalente de dosis ambiental a 10 mm, H*(10), pSv/s: $H^*(10) = \phi n \cdot 10,6$

Resultados y discusión

La eficiencia del detector es $\epsilon = 2,01$ (%?cuentas?cm²). En la tabla se resumen los resultados obtenidos en la medida de fluencias en los distintos LINAC y las estimaciones de dosis neutrónicas asociadas.

	t (s)	r_n (c/s)	ϕ_n (n/cm ² s)	$H'(10)$ (μ Sv/h)
ELEKTA PRECISE	30	13,77	688,33	26,27
VARIAN CLINAC en el interior	30	74,30	3715,00	141,76
VARIAN CLINAC en el exterior	30	0,73	36,67	1,40
VARIAN DHX en el interior del laberinto	200	6,95	347,50	13,26
VARIAN DHX en el acceso al laberinto	105	1,17	58,57	2,24



Conclusiones

Se ha propuesto un método para la comprobación de los blindajes de aceleradores lineales de uso médico frente a los neutrones, que es relativamente sencillo de realizar. El equipo resulta ligero y manejable y con el se obtienen resultados de forma directa y en tiempo real. La aplicación a los aceleradores estudiados nos proporciona valores aceptables de las dosis de acuerdo a las respectivas cargas de trabajo previstas.

Bibliografía

[1] ICRU 1998 Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation ICRU Publication 57.

UN MÉTODO DEFINITIVO PARA LA DOSIMETRÍA CON PELÍCULA RADIOCRÓMICA

Miras del Río H y Arrans Lara R.

Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla.
Correspondencia: hector.miras@gmail.com

Palabras clave: Película radiocrómica, EBT, calibración, dosimetría relativa.

Introducción y objetivos

Pese a las indudables prestaciones de la película radiocrómica como detector bidimensional de radiación, su proceso de fabricación y las características de los escáneres hacen que presente unas dificultades intrínsecas que tienen como resultado que su uso resulte complejo, tedioso y, si no se efectúa de manera apropiada, poco preciso. Se propone un protocolo de actuación que simplifica el proceso de calibración a la vez que disminuye el número de películas usadas para tal fin, corrige de forma sistemática varias dificultades, tanto inherentes a la manufacturación de la película como del lector y, lo que es más importante, consigue unos niveles de precisión comparables a los de otros detectores de uso más generalizado.

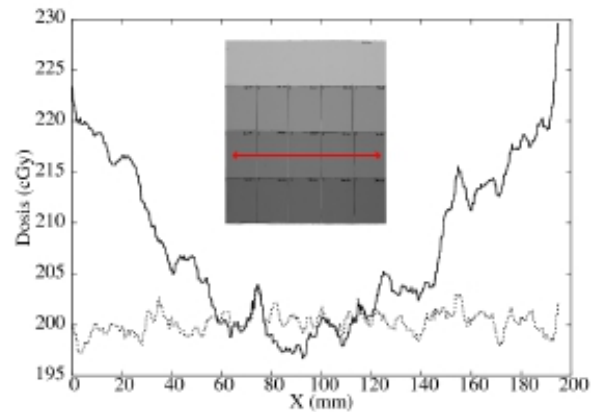
Material y métodos

Para la obtención de la calibración de referencia se usa el método estándar de usar recortes de $\approx 6 \times 7$ cm² e irradiarlos con dosis conocidas y uniformes. Estos recortes se escanean individualmente, pasadas 24 horas, en una posición fija y reproducible en el centro del escáner. Para cada recorte se evalúa el valor de píxel medio de cada canal, con lo que se obtiene una calibración particularizada para cada uno de los canales (rojo, verde y azul). Cada vez que vaya a realizarse una dosimetría con una película se obtendrán dos recortes (4x5 cm²) de la película que vaya a utilizarse, uno de los cuales se deja sin irradiar, mientras que el otro se irradia con una dosis de referencia (200 cGy) siguiendo el mismo protocolo que para la calibración. Estos recortes permitirán obtener la densidad óptica neta asociada a la dosis de referencia, para esa película concreta ($d_{\text{net}}(200)$). La linealidad de las calibraciones en términos de densidad óptica neta puede justificarse teóricamente en virtud de la ley de Beer-Lambert y permite obtener un factor $k = d_{\text{net}}^{\text{cal}}(200) / d_{\text{net}}(200)$, que convierte los valores d_{net} de la película de verificación de forma que pueda aplicarse la calibración de referencia $D = f^{\text{cal}}(k d_{\text{net}})$. Este proceso se aplica paralelamente a los tres canales de color; rojo, verde y azul. Para corregir el efecto de falta de uniformidad lateral se utilizan unos polinomios de corrección que dependen de la posición lateral y del nivel de densidad óptica. Para obtener estos polinomios se ha usado una película dividida en tiras que han sido irradiadas uniformemente con distintos niveles de dosis. Para conseguir esta uniformidad de dosis, estas tiras han sido recortadas en piezas de 4x5 cm², las cuales se han irradiado individualmente con campos de 10x10 cm² en las mismas condiciones que los recortes de calibración. Se ha reconstruido la película posicionando correctamente los recortes sobre la bandeja del escáner, de forma que la imagen obtenida es la equivalente a una película con 4 bandas uniformes de distinto nivel de coloración. La imagen se ha convertido a valores de densidad óptica y se han ajustado unos polinomios a cada una de estas bandas que se usarán para la corrección de esta falta de uniformidad lateral en función del nivel de coloración. Esta corrección también se realiza paralelamente a los tres canales de color como si fueran 3 imágenes distintas. Finalmente se realiza la corrección de uniformidad empleando el método multicanal descrito por Micke et. al.[1], que consiste en optimizar píxel a píxel una perturbación introducida en las densidades ópticas de cada canal para minimizar las diferencias dosimétricas resultantes al aplicar a cada canal su correspondiente curva de calibración. A las distribuciones de densidad ópticas corregidas se les aplica su calibración respectiva dando como resultado 3 matrices de dosis que, debido a la corrección multicanal, serán lo más parecidas posible. La menor incertidumbre del canal rojo para los rangos de dosis usados hace que la matriz de dosis correspondiente al canal rojo sea la preferida.

Resultados y discusión

Para validar este protocolo se compara la imagen de la película EBT2 usada para construir la corrección de falta de uniformidad lateral con la misma imagen pero procesada con todas las correcciones propuestas mediante un software desarrollado en MatLab®. A la imagen sin procesar se le ha aplicado una calibración de su mismo lote. Para la imagen procesada se ha usado una calibración de otro lote realizada 6 meses antes. En la figura se representa un inserto central que es la imagen obtenida al escanear las bandas de recortes de distintos niveles de dosis (0, 100, 200 y 300 cGy), así como los perfiles laterales de dosis correspondientes a la tira de recortes irradiados con 200 cGy (tercera banda del inserto central), tanto de la imagen sin procesar (línea oscura), como de la procesada (línea clara). El nivel de dosis en el centro es el mismo para ambas calibraciones (la del lote y la de referencia corregida) lo cual demuestra la validez del método propuesto. Se observa también que la corrección de

uniformidad lateral funciona correctamente, ya que el perfil correspondiente a la imagen procesada es plano en torno al valor de 200 cGy. Finalmente, aunque sea más difícil de apreciar, también se observa que el perfil de la imagen procesada tiene una mejor uniformidad local, debido a la corrección por el método multicanal. Los resultados para los otros niveles de dosis de la imagen son similares.



Conclusiones

El procedimiento presentado en este trabajo soluciona los inconvenientes intrínsecos de las películas radiocrómicas al incorporar las correcciones necesarias para minimizar estos efectos. Por otro lado, la corrección de la calibración propuesta, además de simplificar el proceso y disminuir el número de películas utilizadas, permite realizar dosimetría absoluta simultáneamente a la relativa, ya que el resultado de esta corrección es equivalente a tener una calibración individualizada de cada película.

Bibliografía

[1] Micke A, Lewis D F and Yu X. Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction. Med. Phys. 38(5), 2523-2534 (2011).

LABORATORIO DE RADIOFÍSICA DE LA USC: LABORATORIO SECUNDARIO ACREDITADO DE CALIBRACIÓN DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN PARA CALIDAD DE RADIACIÓN GAMMA DE 60Co

González Castaño DM¹, Gómez Rodríguez F^{1,2} y Pazos Álvarez A^{1,2}

¹Laboratorio de Radiofísica, Universidad de Santiago de Compostela. Santiago de Compostela. A Coruña.

²Departamento de Física de Partículas, Facultad de Física. Santiago de Compostela. A Coruña.

Correspondencia: diego.gonzalez@usc.es

Palabras clave: Calibración, dosimetría, cámara de ionización, radioterapia.

Introducción y objetivos

El Laboratorio de Radiofísica de la USC (RPL) es una instalación radiactiva que cuenta con una unidad de terapia de Cobalto 60. El RPL desarrolla diversas actividades y servicios relacionados con las aplicaciones y medida de la radiación ionizante. En 2012, el RPL se ha establecido como laboratorio de calibración secundario acreditado de conjuntos cámara de ionización – electrómetro (CCIE) en la magnitud dosis absorbida en agua en haz externo de fotones (calidad de cobalto-60). El objetivo de este trabajo es presentar la capacidad técnica del RPL en base a la descripción de sus procedimientos y de los resultados de las intercomparaciones internas y externas.

Material y métodos

El haz de referencia del RPL está generado por una fuente de cobalto-60 de 5800 Ci (enero 2013) de actividad alojada en una unidad de terapia AECL Theratron 780. La dosis absorbida en agua en condiciones de referencia (según TRS-398 [1]) se mide mediante un electrómetro PTW UNIDOS T10001 y cuatro cámaras de ionización de aire de 0.6 cm³ (dos PTW TM30013 y dos TM30012-1). El conjunto formado por cámara de ionización y electrómetro está calibrado en el laboratorio primario alemán Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB). Asimismo toda la instrumentación de medida necesaria para corregir la medida de carga eléctrica por magnitudes de influencia y para el establecimiento de las condiciones geométricas de referencia está calibrada en laboratorios acreditados para cada una de las magnitudes correspondientes. La calibración de un CCIE en dosis absorbida en agua se realiza por sustitución. Para ello se utiliza un sistema de insertos que garantizan la reproducibilidad en el posicionamiento del conjunto de referencia y del conjunto a calibrar. Un sistema de garantía de calidad permite verificar este posicionado. Este método reduce el efecto de las magnitudes de influencia [2]. La irradiación de las cámaras de ionización se realiza en modo estacionario y el conjunto de medidas se realiza de modo automático mediante un programa de adquisición en LabView creado en el RPL. Dicho sistema permite observar en tiempo real la estabilidad de las cámaras, realizar decenas de medidas para cada paso del proceso de calibración, registrar los parámetros ambientales y producir el fichero final de evaluación del coeficiente de calibración de manera automática. El conjunto de todas las actividades del laboratorio sigue la norma ISO 17025 implantada durante el período 2010-2011. La Entidad Nacional de Acreditación (ENAC) ha certificado la acreditación del RPL como Laboratorio de Calibración en septiembre del año 2012. Desde entonces el laboratorio ha prestado servicios de calibración a varios hospitales españoles. En esta comunicación se presentan los resultados de validación del método de calibración, que indican la calidad de la medida de la magnitud dosis absorbida en agua, así como las intercomparaciones directas (e indirectas) con otros laboratorio secundarios.

Resultados y discusión

La reproducibilidad del método de calibración de los CCIE en el RPL fue establecida mediante la realización de 15 calibraciones de un CCIE problema, obteniéndose una desviación relativa estándar de la media de estas 15 calibraciones del 0.02%. La incertidumbre expandida para los coeficientes de calibración de cámaras Farmer en el RPL tiene un valor típico entorno al 0.8% con $k=2$. Esta incertidumbre responde al conjunto de los procesos vinculados a la determinación de los coeficientes de calibración, en los que la reiteración automática de la medida, las condiciones estacionarias de irradiación de los detectores y la estabilidad intrínseca de los parámetros ambientales contribuyen a una elevada calidad del sistema de medida. La intercomparación directa entre el RPL y otro laboratorio secundario arroja una diferencia media entre coeficientes de calibración para tres CCIE de 0.13%, siendo la diferencia máxima de un 0.23%. La diferencia media entre los coeficientes de calibración obtenidos en el RPL y los obtenidos en otro laboratorio en el cual los usuarios habían calibrado esos conjuntos con anterioridad es de un 0.19%, siendo la diferencia máxima de un 0.67%.

Conclusiones

El RPL es un laboratorio secundario acreditado de capacidad técnica probada para la calibración de conjuntos cámara de ionización – electrómetro en la magnitud dosis absorbida en agua en niveles de terapia (cobalto-60).

Bibliografía

- [1] IAEA TRS-398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. IAEA, 23 April 2004 (V.11b)
- [2] González-Castaño D M, Hartmann G H, Sánchez-Doblado F, Gómez F, Kapsch R P, Pena J and Capote R, The determination of beam quality correction factors: Monte Carlo simulations and measurements. *Phys. Med. Biol.* 54 (2009) 4723–4741.

QC6PLUS ANALISIS 1.0: SOFTWARE DE ANÁLISIS Y VISUALIZACIÓN DE LAS MEDIDAS REALIZADAS POR EL DISPOSITIVO QC6

Pérez González MA y Manzano Martínez F

Radiofísica. Hospital Internacional Xanit. Benalmádena. Málaga.

Correspondencia: mig_a_perez@hotmail.com

Palabras clave: QC6Plus, QCWin, VB 6.0.

Introducción y objetivos

Introducción y objetivos:

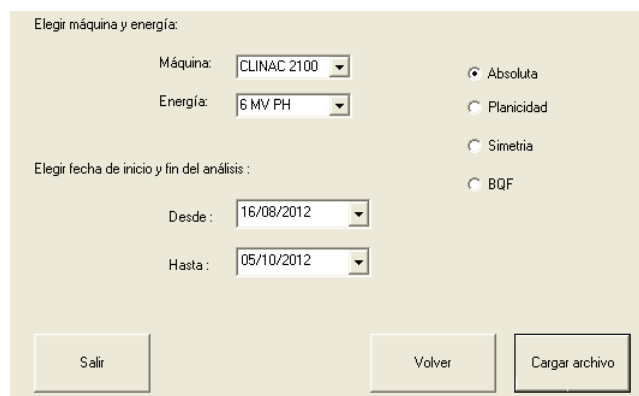
Actualmente existen modernos dispositivos de medidas diarias de los principales parámetros de un ALE. Entre estos podemos destacar algunos como el Weblin Quickcheck (PTW) o el QA 3 (Sunnuclear). Además de su fácil manejo presentan la ventaja de incorporar un software de análisis y visualización de la evolución de las medidas registradas. Por otro lado, aún siguen vigentes otros aparatos de medida no tan sofisticados pero igualmente válidos como el que nos ocupa: QC6 plus (PTW). A diferencia de los anteriormente mencionados el QC6plus presenta alguna desventaja como es su manejo más complicado, la necesidad de un electrómetro y las carencias del software, QCWin, que soporta el dispositivo. Dicho software QCWin no se caracteriza por una interfaz gráfica intuitiva y no resulta adecuado para la visualización de la evolución de los parámetros del acelerador. Pero, sobre todo, presenta la gran desventaja de su pequeña capacidad de almacenaje, obligando a borrar las medidas tras 42 de estas. Antes de borrar estas medidas existe la posibilidad de exportarlas a un formato ANSIC. Este archivo resulta engorroso de analizar y evidentemente no existe ninguna interfaz gráfica para su análisis y visualización. El resultado del trabajo es un pequeño programa realizado en VB 6.0 que lee estos archivos ANSIC exportados, guarda los datos en bases de datos según máquina y energía y con su interfaz gráfica permite un análisis rápido de los parámetros de interés: planicidad, BQF, etc.... Además el programa permite una visualización de la evolución en el tiempo de alguno de estos parámetros mediante la representación gráfica de las desviaciones de este con respecto a una referencia introducida por el usuario.

Material y métodos

Los materiales utilizados son los propuestos por el fabricante: array de detectores de 6 cámaras, 4 en los ejes x-y y 2 en el centro a diferentes profundidades, con sus diferentes accesorios (planchas de cristal acrílico, etc..), electrómetro QC6Plus y software QCWIN para la adquisición de datos

Resultados y discusión

La aplicación, desarrollada en Visual Basic 6.0, permite un análisis rápido de las magnitudes a estudiar (planicidad, simetría, etc..) así como una rápida visualización de la evolución temporal de éstas con respecto a una referencia introducida. El programa permite hacer una consulta de los datos ya importados del QCWIN o bien importar estos a las bases de datos y analizarlos seguidamente. Posteriormente se eligen máquina, energía, parámetro y fechas de análisis, como se aprecia en la figura 1.



The screenshot shows a graphical user interface with the following elements:

- Elegir máquina y energía:**
 - Máquina: CLINAC 2100 (dropdown menu)
 - Energía: 6 MV PH (dropdown menu)
- Elegir fecha de inicio y fin del análisis:**
 - Desde: 16/08/2012 (dropdown menu)
 - Hasta: 05/10/2012 (dropdown menu)
- Radio buttons for magnitude selection:**
 - Absoluta
 - Planicidad
 - Simetría
 - BQF
- Action buttons:** Salir, Volver, and Cargar archivo.

Figura1: Interfaz gráfica de la aplicación donde se eligen máquina, energía, magnitud y fechas de análisis.

Una vez cargadas la magnitud y fechas a analizar se nos presenta el análisis de ésta con distintas variables estadísticas como son la media absoluta, desviación máxima y media respecto a la referencia y la moda. Del mismo modo se presenta una gráfica de la desviación de cada medida respecto a su referencia teniéndose una rápida visualización de la evolución del parámetro a lo largo del tiempo de estudio, tal y como se aprecia en la figura2.

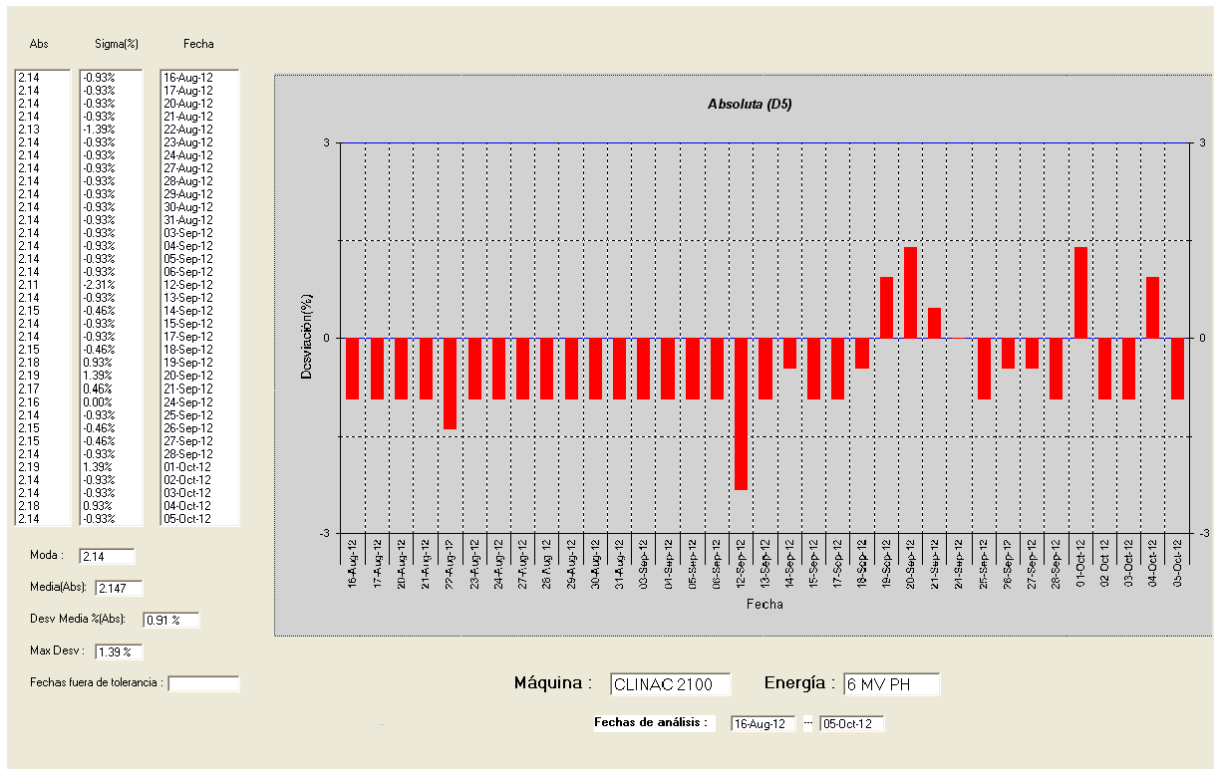


Figura2: Interfaz gráfica de la aplicación donde se muestra el análisis y evolución con el tiempo, respecto a una referencia introducida por el usuario, de la magnitud a estudiar.

Conclusiones

El resultado es un pequeño y sencillo programa desarrollado en Visual Basic 6.0 que permite un análisis y seguimiento en el tiempo de los parámetros del ALE medidos por el dispositivo de medidas diarias QC6PLUS.

Bibliografía

User Manual QC6Plus

ACREDITACIÓN ISO/IEC 17025 EN DOSIMETRIA: EXPERIENCIA Y RESULTADOS

Martín García R y Navarro Bravo T

Servicio de Dosimetría de Radiaciones. División de Medio Ambiente Radiológico. Departamento de Medio Ambiente. CIEMAT. Madrid.

Correspondencia: r.martin@ciemat.es

Palabras clave: Dosimetría, acreditación, Gestión de Calidad, ISO 17025.

Introducción y objetivos

El objetivo de este trabajo es presentar la experiencia en el proceso de acreditación del Servicio de Dosimetría de Radiaciones (SDR) en el que se realizan ensayos para la determinación de dosis de radiación debidas a exposiciones externas e internas. Se describen los aspectos que se consideraron para el diseño y desarrollo de un sistema de calidad y los resultados obtenidos tras su implantación. Finalmente se hace una revisión de los beneficios que la acreditación ha reportado a la organización.

Material y métodos

En el año 2008 se decidió implantar un sistema de gestión de calidad con la finalidad de asegurar el cumplimiento de los requisitos establecidos en la norma ISO/IEC 17025 [1] y que le situaran en condiciones de solicitar su acreditación, es decir, el reconocimiento formal de su competencia técnica, para la realización de ensayos de medida de dosis de radiación, y con ello afianzarse como centro de referencia en dosimetría. Teniendo en cuenta que para verificar el cumplimiento del límite de dosis de los trabajadores expuestos es necesario considerar tanto las exposiciones a radiación externa como las posibles incorporaciones internas [2], se decidió incluir en el sistema de calidad todos los ensayos, tanto de dosimetría interna como de dosimetría externa, disponibles en el servicio y autorizados por el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), y solicitar la acreditación para la medida de dosis de radiación. En el diseño del sistema de calidad, inicialmente se tomó como referencia el desarrollado por la International Atomic Energy Agency (IAEA). Además de los requisitos establecidos en la norma de referencia y los condicionados de autorización del CSN, en el diseño del sistema de calidad se consideraron los criterios recogidos en la normativa internacional aplicable en el sector, de reciente publicación. Esto último resultó de gran utilidad, sobretudo en el caso de la estimación de dosis por exposiciones internas, ya que teniendo en cuenta la escasa experiencia de acreditación de este tipo de ensayos a nivel europeo, se elimina la componente de subjetividad o interpretación de resultados en las estimaciones de dosis que, a juicio de la entidad competente, podría comprometer la acreditación. Tras completar el proceso de implantación del sistema de calidad, el desarrollo de la documentación y la validación de los métodos de ensayo, se comprobó mediante la realización de auditorías internas y revisiones por la dirección el buen funcionamiento del sistema y el adecuado grado de su implantación. Finalmente se envió a ENAC la documentación completa para solicitar formalmente la acreditación del Servicio.

Resultados y discusión

Después de la revisión por parte de ENAC, de toda la documentación enviada, tuvo lugar la auditoría externa, que se prolongó durante tres días con la participación de tres auditores, en la que se revisaron todos los elementos del sistema de calidad, y se verificó el cumplimiento de todos los requisitos de la norma. Durante la auditoría no se detectó ningún incumplimiento de requisito o no conformidad, tan solo se detectaron por parte del equipo auditor cinco observaciones en relación con aspectos técnicos y dos relacionadas con aspectos de gestión. Al tratarse de la primera auditoría de acreditación fue necesario el establecimiento de un plan de acciones correctoras. Tras la revisión y aceptación por parte del equipo auditor de las acciones correctoras establecidas, ENAC ha concedido la acreditación al SDR (acreditación nº 144/LE1836) como reconocimiento de su competencia técnica para la medida de dosis de radiación, mediante la realización de ensayos de dosimetría externa y de dosimetría interna. La implantación de un sistema de calidad ha supuesto la revisión de todas las actividades técnicas y de gestión que se venían realizando en el SDR. Ha resultado una tarea compleja y ha supuesto la introducción de algunos cambios en la forma de trabajar, puesto que a la carga de trabajo de los laboratorios ha sido necesario añadir nuevas herramientas de control y mejora en la gestión, con la implantación de nuevos registros. Esto ha requerido un profundo cambio de mentalidad del personal del Servicio, que sin embargo ha aportado una serie de beneficios que garantizan la calidad de los resultados que se informan a los clientes. La implantación del sistema de calidad ha llevado algo más de dos años de trabajo, a lo largo de los cuales se han coordinado las actividades de implantación con la realización de los servicios requeridos por los clientes. Un año y medio después de la implantación del sistema se completó el proceso con la auditoría externa y la posterior obtención del certificado de acreditación. Desde entonces, el servicio trabaja en el mantenimiento de la acreditación, mediante las herramientas

implementadas para el seguimiento y control del sistema de calidad, implantando las acciones necesarias para corregir todos los hallazgos detectados en auditorías internas, y teniendo en cuenta las recomendaciones y posibilidades de mejora.

Conclusiones

La implantación del sistema de calidad en el SDR y la posterior obtención de su acreditación, aunque costoso en tiempo y esfuerzo, ha resultado de gran utilidad tanto interna como externamente. Ha supuesto una mejora en la organización y gestión del Servicio, así como la optimización de los recursos técnicos y personales, con un mayor control de los procesos técnicos que se realizan y una sistematización de las actividades de control de calidad de los laboratorios del Servicio. Se asegura de esta forma la calidad de los resultados y servicios que se prestan a los usuarios y supone un reconocimiento externo de la competencia técnica del Servicio, que así, se afianza como centro de referencia en España en el campo de la dosimetría de radiaciones. El mantenimiento del sistema de calidad es una herramienta de utilidad para la mejora continua del servicio, que permite para detectar y corregir las posibles causas de incumplimiento de requisitos o quejas de clientes, así como adaptar y mejorar los servicios prestados a las necesidades de los clientes y del propio Servicio.

Bibliografía

- [1] International Organization for Standardization / International Electrotechnical Commission. ISO/IEC 17025 Requisitos generales para la competencia técnica de los laboratorios de ensayo y calibración. 2005.
- [2] Comisión Internacional de Protección Radiológica ICRP 103. Recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica. 2007.

ESTABLECIMIENTO DE LAS CALIDADES DE MAMOGRAFÍA SEGÚN LA NORMA IEC-61267[1] EN EL LABORATORIO DE METROLOGÍA DE RADIACIONES IONIZANTES DEL CENTRO NACIONAL DE DOSIMETRÍA (CND) Y PROCESO DE AMPLIACIÓN DE SU ACREDITACIÓN POR ENAC

Roig Petit F, Mestre de Juan V, Alabau Albors J, Palma Copete J, Ruiz Rodríguez JC y Pons Mocholí S.

Centro Nacional de Dosimetría (CND). Valencia.

Correspondencia: mestre_vic@gva.es

Palabras clave: Calibración, Mamografía, Acreditación, IEC-61267.

Introducción y objetivos

La ampliación de la acreditación del laboratorio del CND (nº 58/LC10.036) por la Entidad Nacional de Acreditación (ENAC), de acuerdo con la norma ISO 17025 [2], para las calidades normalizadas de mamografía recogidas por la IEC 61267 viene a satisfacer parte de las necesidades que en materia de calibración de instrumentos de medida de las radiaciones demanda nuestro entorno sanitario. Con este trabajo se pretende dar a conocer esta ampliación comentando las distintas fases del proceso hasta conseguir la acreditación.

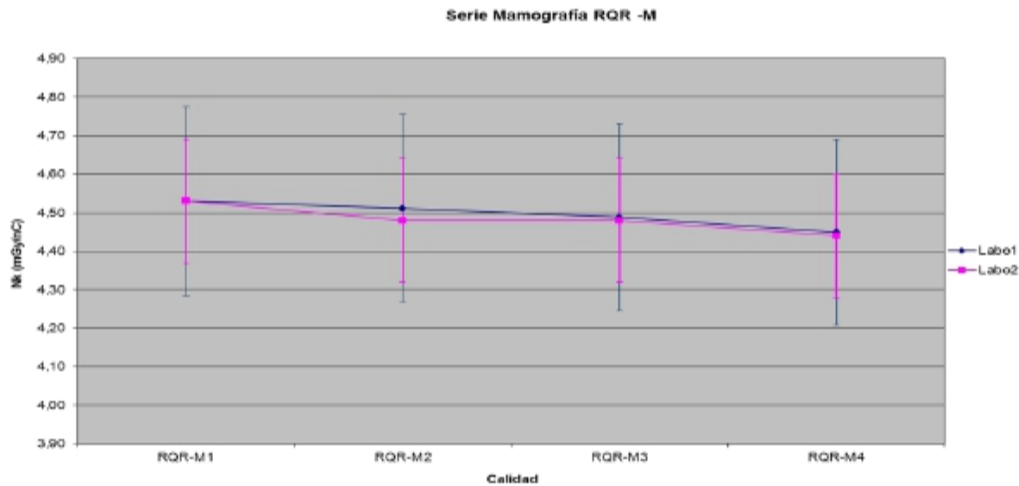
Material y métodos

Para el establecimiento de las calidades normalizadas de mamografía el Laboratorio ha instalado un equipo de rayos X y su correspondiente banco de calibración de dos metros de longitud. Las características más significativas del equipo se resumen en: ánodo de Mo de ángulo 26°, filtración inherente equivalente a 1 mm de Be, alta tensión constante entre 5,0 kV y 100 kV y rizado de la onda en alta tensión de 0,03%. Sobre el banco de calibración se desliza una bandeja en la que se sitúan los instrumentos a calibrar utilizando láseres de posicionamiento laterales y longitudinales. El tamaño del campo de radiación está definido mediante dos juegos de colimadores internos y externos. Entre estos dos últimos se encuentra una rueda de filtros y la cámara monitora. Para el establecimiento de la serie RQR- M se utiliza un filtro de Mo de 0,030 mm y para la serie RQA-M se superpone a un filtro del mismo espesor de Mo una filtración añadida de 2 mm de Al. El proceso de ampliación de la acreditación se ha dividido en distintas etapas que resumiremos en: Calibración de la cámara de referencia y su electrómetro en el Physikalisch-Technische Bundesanstalt de Alemania (www.ptb.de). Se ha definido a lo largo del banco de calibración una línea horizontal (el eje geométrico) y se ha hecho coincidir este eje con el eje central del haz de radiación, determinando la distancia al foco y la incertidumbre de los puntos de calibración, así como los diámetros útiles del campo de radiación, en base a su uniformidad, para las distintas combinaciones de colimadores y distancias elegidas. Se ha obtenido igualmente la contribución de la radiación dispersa. En una segunda etapa se han establecido las calidades de radiación normalizadas para mamografía según la norma IEC 61267 RQR-M y RQA-M que requieren: tubo de ánodo de Mo, rizado de la alta tensión inferior a 4%, filtración total de 0,032 mm \pm 0,002 mm de Mo (filtración inherente del equipo, filtración añadida de Mo y filtración debida a la cámara de transmisión). En el caso de la serie RQA-M se le añade además un filtro de 2 mm \pm 0,01 mm de Al. Para definir las calidades de radiación se han realizado medidas de atenuación del haz interponiendo láminas de Al y determinado las capas hemirreductoras. El método de cálculo de los factores de calibración empleados ha seguido la norma ISO-4037-1[3]. Se han obtenido los coeficientes de conversión entre el de kerma en aire en el seno del aire y las distintas magnitudes de radiológicas recogidas en el alcance de nuestra acreditación, promediando los valores para radiaciones monoenergéticas dados en la norma ISO 4037-3 [4], usando las distribuciones espectrales facilitadas por el el PTB. Igualmente hemos calculado los coeficientes máxicos de atenuación del aire mediante el promedio espectral usando los valores para radiaciones monoenergéticas publicados por el NIST (www.nist.gov). Finalmente, se han estimado las diferencias entre las energías medias de los espectros suministrados por el PTB y los haces implementados en nuestro laboratorio, evaluando las correspondientes incertidumbres en los distintos factores de conversión.

Resultados y discusión

Se ha verificado el cumplimiento de las condiciones de la norma: ánodo de Mo, rizado de la onda inferior al 4%, filtración total de 0,032 mm \pm 0,002 mm de Mo · Serie RQR-M: los valores de la primera capa hemirreductora en función de la tensión elegida (25 / 28 / 30 / 35) kV deben de estar en el intervalo (0,28 / 0,31 / 0,33 / 0,36) \pm 0,02 mm de Al. Los valores obtenidos han sido (0,30 / 0,33 / 0,35 / 0,38) mm de Al. · Serie RQA-M: los valores de referencia para la primera capa hemirreductora en función de la tensión elegida (25 / 28 / 30 / 35) kV son (0,56 / 0,60 / 0,62 / 0,68). Los valores que hemos obtenidos en estas condiciones han sido (0,58 / 0,62 / 0,65 / 0,73) mm de Al. Podemos apreciar que nuestros resultados coinciden con el extremo superior de los valores exigidos para las calidades RQR-M y para la serie RQA-M los valores obtenidos superan ligeramente los valores de

referencia. Si bien la norma no establece cuantificación referente a la contribución de la radiación dispersa hemos adoptado los criterios establecidos en la norma 4037-1(3) que limita al su contribución al 5% de la tasa de kerma en aire. Nuestra evaluación para distintas combinaciones de distancias y colimadores nos da un valor máximo de 0,25%. El proceso de acreditación exige la participación del laboratorio en al menos una intercomparación previa a la solicitud de ampliación. En mes de enero de 2012 hemos realizado este ejercicio con un laboratorio acreditado. En la figura se aprecia la buena compatibilidad entre los resultados de ambos laboratorios.



Conclusiones

Con fecha 18 de enero de 2013, el laboratorio ha obtenido la ampliación de su acreditación por ENAC. Nuestro nuevo alcance puede consultarse en : <http://www.enac.es/documents/7020/ed64d58c-232e-46e0-80de-a81edb27fe7b>

Bibliografía

- [1] IEC 61267:2005. Medical diagnostic X-ray equipment –Radiation conditions for use in the determination of characteristics –
- [2] ISO/IEC 17025:2005, General requirements for the competence of testing and calibration laboratories (2005).
- [3] ISO 4037-1. X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy – part 1: Radiation characteristics and production methods (1998).
- [4] ISO 4037-3. X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy – part 3: Calibration of area and personal dosimeters and measurement of their response as a function of energy and angle of Incidence (2000).

CARACTERIZACIÓN DE LA CÁMARA DE IONIZACIÓN EXRADIN A18 SEGÚN EL ESTÁNDAR IEC70631. ESTUDIO PARA HACES DE FOTONES SIN FILTRO APLANADOR

Onsès Segarra A, Puxeu Vaqué J, Sancho Kolster I, Lizuain Arroyo MC y Picón Olmos C.

Física Mèdica i Protecció Radiològica. Institut Català d'Oncologia. L'Hospitalet de Llobregat. Barcelona.
Correspondencia: aonses@iconcologia.net

Palabras clave: Cámaras Ionización, FFF, Recombinación, IEC 60731.

Introducción y objetivos

Este trabajo tiene por objeto la caracterización de la cámara de ionización Exradin modelo A18 (Standard Imaging), según el estándar internacional IEC 60731. Se pretende utilizar la cámara Exradin A18 para el control de calidad de un acelerador lineal VARIAN modelo TrueBeam con capacidad de producir haces de fotones de alta energía, sin filtro aplanador (en adelante FFF) con alta tasa de dosis absorbida por pulso, por ello se verifica, según el citado estándar IEC 60731, que aún en condiciones de elevada tasa de dosis absorbida por pulso, la eficiencia de colección iónica de esta cámara está dentro de tolerancias.

Material y métodos

Se analizan dos cámaras de ionización idénticas de Standard Imaging, modelo Exradin A18 de un volumen efectivo de 0.123 cm³ con un electrómetro Ionex-2590 Dosemaster. La estabilidad a largo plazo se ha medido comparando la lectura de la cámara Exradin A18 con otro sistema formado por una cámara de ionización NE-2571 de 0,6 cm³ conectada a un electrómetro NE-2570/1 Farmer. La estabilidad de este segundo montaje se verifica de manera independiente. Las medidas en agua, se ha realizado en un maniquí MED-TEC de 30 cm x 30 cm x 30 cm. La irradiación de las cámaras se ha realizado en dos aceleradores Varian, un CL 600 con capacidad para producir fotones de energía 6 MV y un TrueBeam capaz de irradiar fotones de energías 6 MV, 10 MV y 15 MV, y haces FFF con energías de 6 MV y 10 MV. La dosis por pulso en agua es de 0.28 mGy/pulso en las energías de 6 MV y 10 MV, de 0.56 mGy/pulso en la energía de 15 MV, y de 0.65 mGy/pulso y 1.11 mGy/pulso en las energías de 6 MV FFF y 10 MV FFF, respectivamente. Para la medida del factor de corrección por recombinación de iones, se ha utilizado el método de las dos tensiones siguiendo el protocolo TRS-3982, se ha polarizado la cámara a -300 V y -150 V. Se ha irradiado en condiciones de referencia: para energía de 6 MV la cámara se sitúa a una profundidad de 5 cm y para energías de 10 MV y 15 MV, a una profundidad de 10 cm. En todos los casos la distancia fuente-detector es de 100 cm y el tamaño del campo es de 10 cm x 10 cm.

Resultados y discusión

En la tabla siguiente se muestran los resultados obtenidos para cada parámetro y los límites de tolerancia indicados en el estándar IEC 60731.

Parámetro	Resultado	IEC	Parámetro	Resultado	IEC
Fugas sin irradiación	Obtenida 0,01%	0,50%	Estabilización	0,04%	0,50%
Fugas post irradiación	0,67%	1,00%	Estab. Dosis Acumulada	0,17%	1,00%
Fugas tallo	0,18%	0,50%	Estabilidad largo plazo	< 0,5%	1,00%
Inclinación	0,40%	1,00%	Saturación	1,00%	1,00%
Ángulo	%%	0,50%	Polaridad	0,75%	1,00%

Los factores de corrección por saturación varían en función de la dosis por pulso, el valor más alto medido para este factor es $k_s=1,010$ para la energía de 10 MV FFF. Este y los factores de corrección hallados para las energías de 6 MV (con y sin filtro aplanador), 10 MV y 15 MV, son coherentes con los resultados que se presentan en el trabajo de Kry3, donde para cámaras tipo farmer se obtienen factores de corrección entre 1,003 y 1,010 para energías de 6 MV y 10 MV FFF respectivamente.

Conclusiones

En las diferentes pruebas realizadas se verifica que las cámaras de ionización Exradin A18 de Standard Imaging cumplen los límites de tolerancia establecidos en el estándar IEC 60731 para la determinación de dosis en un punto y medidas de distribuciones de dosis relativa. La eficiencia de colección iónica está dentro del límite de tolerancia indicado en el estándar IEC

60731, aunque dicho estándar no tiene en cuenta específicamente las particularidades de irradiación sin filtro aplanador. El factor de corrección por recombinación deberá ser tenido en cuenta para determinaciones de dosis absorbida.

Bibliografía

- [1] International Electrotechnical Commission 60731. Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy. Geneva, Switzerland: IEC; 2011.
- [2] International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Technical Reports Series No. 398. Vienna, Austria: IAEA; 2000.
- [3] Kry SF, Popple R, Molineu A, Followill DS. Ion recombination correction factors (Pion) for Varian TrueBeam high-dose-rate therapy beams. *J Appl Clin Med Phys*. 2012 Nov;13(6):318-325.

CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA DE LOS APLICADORES VALENCIA MEDIANTE DIFERENTES TÉCNICAS

Ferrer Gracia C, Huertas C, Huerga Cabrerizo C, Corredoira Silva E y Serrada Hierro A

Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz. Madrid.
Correspondencia: carlos.ferrer@salud.madrid.org

Palabras clave: Aplicador Valencia, dosimetría, HDR, braquiterapia.

Introducción y objetivos

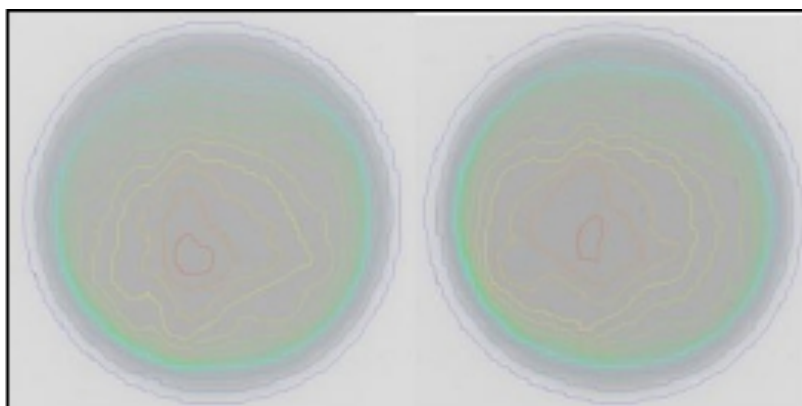
Los aplicadores Valencia, conectados a un sistema de carga diferida microSelectron-HDR (Elekta-Nucletron), se utilizan para tratar pequeñas lesiones cutáneas, siendo una alternativa a los tratamientos con haces electrones o con equipos de ortovoltaje de Rayos X. Estos aplicadores son una modificación de los aplicadores Leipzig, que consiste en un filtro aplanador, que aplanar la distribución de dosis en el área de tratamiento [1,2]. En el presente estudio se consideran los aplicadores con diámetros de 2 y 3 cm (VH2 y VH3), con la fuente paralela al área de tratamiento. Debido a la contaminación electrónica en las paredes del aplicador, los tratamientos se realizan con una caperuza plástica. En este estudio se comisionan los aplicadores Valencia, comprobándose las distintas posibilidades propuestas en la literatura.

Material y métodos

Se estudian los aplicadores Valencia VH2 y VH3, cada uno con su caperuza plástica de 1mm de espesor. Para realizar las lecturas, se ha utilizado una cámara pozo TM33004 (PTW, Freiburg, Alemania). Las restantes medidas dosimétricas se han realizado utilizando película radiocrómica, y dos cámaras de ionización, una Scanditronix/Wellhoffer CC04 (0.04 cm³) y una PTW 30006 (0.6 cm³), colocadas en el interior de un maniquí de PMMA, compuesto por láminas, y con un volumen total de 20x20x20 cm³, junto con un electrómetro Unidos (PTW). La posición de tratamiento de la fuente, se ha obtenido variando el parámetro de la distancia de la fuente al indexador de la unidad microSelectron- HDR, de 1319 a 1322 mm, en pasos de 0.5 mm, y obteniendo la lectura de la cámara pozo [3]. Como alternativa, las mismas medidas se han realizado mediante película radiocrómica, colocada a 3 mm de profundidad, buscando la distribución de dosis más homogénea y centrada. Se ha obtenido la distribución de dosis en profundidad colocando e irradiando películas radiocrómicas a las profundidades 2, 3, 5, 8 y 10 mm, en el maniquí de PMMA, realizando 3 medidas por profundidad. Se ha repetido el proceso mediante la lectura obtenida con las dos cámaras de ionización, a las profundidades de 5, 7, 8, 10 y 12 mm en el maniquí de PMMA.

Resultados y discusión

Las medidas realizadas con la cámara pozo, dan una zona aproximadamente plana al seleccionar el parámetro de longitud entre 1320 y 1321.5 mm. Se han colocado películas radiocrómicas a 3mm de profundidad en PMMA, y han sido analizadas obteniéndose la distribución más homogénea y centrada en la posición 1321 mm, como se muestra en la figura, observándose un desplazamiento de 0.5 mm con ambos aplicadores, VH2 y VH3, con lo que resulta conveniente comprobar el posicionamiento correcto de la fuente antes del tratamiento utilizando película radiocrómica. Los porcentajes de dosis en profundidad obtenidos utilizando películas radiocrómicas son consistentes con los encontrados en la literatura [1,3], y con las medidas realizadas con la cámara de ionización.



Conclusiones

Se ha obtenido la caracterización dosimétrica de los aplicadores Valencia VH2 y VH3. Se ha obtenido la posición de tratamiento de la fuente por dos métodos, máxima lectura y película radiocrómica, comprobándose la utilidad de la película cuando las lecturas con la cámara pozo no son concluyentes.

Bibliografía

- [1] Granero D, Pérez-Calatayud J, Gimeno J. Design and evaluation of a HDR skin applicator with flattening filter. Med. Phys. 2008 Feb;35(2):495-503
- [2] Niu H, Hsi W, Chu J. Dosimetric characteristics of the Leipzig surface applicators used in the high dose rate brachy radiotherapy. Med. Phys. 2004 Dec;31(12):3372-7
- [3] Pérez-Calatayud J, Granero D, Ballester F. Technique for routine output verification of Leipzig applicators with well chamber. Med. Phys. 2006 Jan;33(1):16-20.

ESTUDIO DESCRIPTIVO DE LA BRAQUITERAPIA EN EL TRATAMIENTO DEL RETINOBLASTOMA CON RUTENIO-106

Ferrer Gracia C, Luquero Llopis N, Corredoira Silva E, Huerga Cabrerizo C y Serrada Hierro A

Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz. Madrid.

Correspondencia: carlos.ferrer@salud.madrid.org

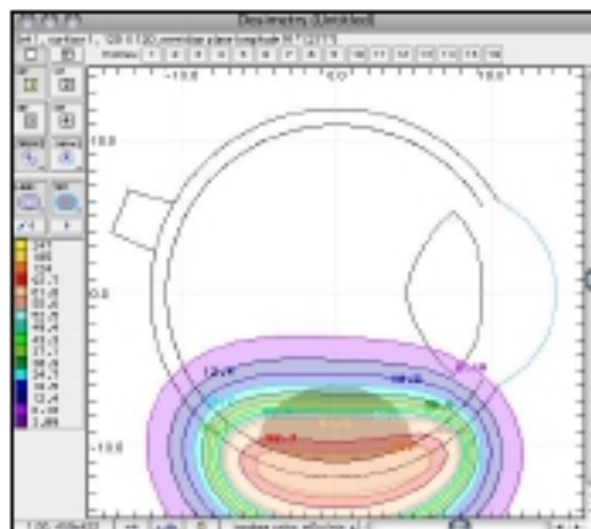
Palabras clave: Retinoblastoma, Rutenio, braquiterapia.

Introducción y objetivos

El retinoblastoma es un tumor maligno de la retina neural embrionaria y es el tumor intraocular maligno más frecuente en la infancia, puede ser congénito y afecta predominantemente a niños pequeños. El tumor tiene una tasa variable de crecimiento, y se puede originar de un simple o de múltiples focos, en uno o ambos ojos [1]. La Braquiterapia está indicada como tratamiento primario en el tratamiento del Retinoblastoma unilateral unifocal menor de 16mm de diámetro y de 8mm de espesor. La dosis se prescribe en el vértice del tumor, recomendándose 45 – 50 Gy. Normalmente dosis menores de 40 Gy se asocian con fallos significativos del tratamiento [1]. El Ru-106, experimenta una desintegración beta, transformándose en Rh-106, que emite partículas beta de energía máxima 3.5 MeV, transformándose a su vez en Pd-106 estable. Su periodo de semidesintegración es de 373.59 días, lo que lo hace muy indicado en braquiterapia y posibilita su reutilización en forma de placas. Su fino espesor permite usarlas en ojos pequeños, presentando baja radiotoxicidad en los tejidos adyacentes al tumor debido a la rápida caída de dosis, lo que las hace más seguras que las placas con I- 125 en términos de radioprotección [2,3]. En este trabajo se realiza un estudio descriptivo de la técnica de braquiterapia en el tratamiento del Retinoblastoma con el isótopo Rutenio-106, y se presentan los resultados obtenidos.

Material y métodos

Se dispone de placas de Ru-106 suministradas por BEBIG, modelos CCA, COB y CIB, de 15.3, 19.8 y 20.2 mm de diámetro. La COB tiene una muesca para facilitar su adaptación al nervio óptico y la forma de la CIB está adaptada para tratamientos cercanos al iris. Se dispone de datos de 75 pacientes. Los principales parámetros de interés son el tamaño de la base del tumor y la altura del mismo, obtenidos mediante distintos métodos de imagen como la ecografía, TC y RNM. Las curvas de isodosis siguen un patrón concéntrico alrededor de la placa que envuelve al tumor, y están influenciadas por el diámetro de la placa y la distribución de actividad a través del diámetro de la misma. Las radiaciones beta máximas medidas en el centro de la placa tienen una tasa de dosis de 120mGy/min. La variación a lo largo de toda la superficie de trabajo de la placa con respecto al centro de la misma, en el caso de las comercializadas por la empresa BEBIG, no supera el 6% [1]. La tasa y ratio de penetración dependen de cada aplicador, por lo que conviene medirlos a su llegada. La dosis habitual de 40 Gy en el ápex del tumor se debería conseguir sin sobrepasar los 400 Gy en la superficie de contacto con la esclera, lo que provoca que la profundidad máxima del tumor que puede tratarse con Ru-106 sea de 6 mm [2,3]. La dosimetría se ha realizado mediante el programa de cálculo dosimétrico “Plaque Simulator”, suministrado por BEBIG, y se ha contrastado utilizando los datos suministrados por BEBIG en una hoja Excel realizada en el Servicio. Los datos obtenidos se han analizado con el software de análisis estadístico SPSS 20 (IBM).



Resultados y discusión

Se han obtenido resultados de 75 pacientes, a los que se han prescrito una dosis de 40 Gy en el ápex o vértice del tumor. Se ha comprobado que los resultados obtenidos mediante el programa “Plaque Simulator” coinciden con los calculados con la hoja de cálculo Excel, en la que se han introducido los parámetros dosimétricos proporcionados por BEBIG. El tiempo medio de los tratamientos ha sido de 32.35 horas con una desviación estándar de 17.18 horas. La tasa de dosis al ápex tumoral fue de media 174.91 cGy/hora, con una desviación estándar de 109.24 cGy/hora. La dosis a esclera se ha calculado por tumor, y han sido de media 20111.23 cGy, con desviación estándar de 11771.23 cGy. Los resultados obtenidos con cada una de las placas se muestran en la tabla adjunta.

Tipe de placa	Tiempo de tratamiento (h)	Apex (mm)	Tasa en pto prescripción (Gy/h)	Actividad a fecha calibración (MBq)	Dosis esclera (Gy)	EDAD (meses)
CCA	29.21±12.82	3.18±1.49	1.76±1.21	17.33±8.11	195.59±145.36	22.44±13.46
COB	34.50±17.86	3.90±1.37	1.61±0.94	21.20±2.80	209.91±113.77	17.75±9.49
CIB	14.12±4.52	1.67±0.41	3.34±1.30	17.33±0.67	115.88±67.84	31.32±8.13

Se ha hallado una correlación lineal entre el espesor tumoral y la dosis a esclera (coeficiente de correlación de Spearman de 0.938 y p=0.000) de forma que a mayor espesor tumoral mayor dosis a esclera. También se halla una correlación lineal entre el espesor tumoral y las horas de braquiterapia (coeficiente de correlación de Spearman de 0.792 y p=0.000), de manera que a mayor espesor tumoral mayor tiempo de braquiterapia. Por último se halla una correlación lineal entre el espesor tumoral y la tasa de dosis en el ápex o vértice tumoral (coeficiente de correlación de Spearman de -0.783 y p=0.000), es decir, a mayor espesor tumoral llega una menor tasa de dosis al ápex.

Conclusiones

Se ha descrito la técnica de braquiterapia en el tratamiento del Retinoblastoma con Rutenio-106 y se han presentado los resultados obtenidos. Se observa la dependencia de la dosis a la esclera con el espesor tumoral, el tiempo de tratamiento y la tasa de dosis en el punto de prescripción. Sin embargo, con los datos obtenidos, no se observa una relación estadísticamente significativa entre ésta y la actividad de la placa. Los cálculos realizados en una hoja de cálculo, partiendo de los datos suministrados por BEBIG, dan resultados coincidentes con el programa de cálculo, con lo que se podría prescindir de su uso.

Bibliografía

- [1] Asencio M. Braquiterapia en el tratamiento del retinoblastoma (Tesis doctoral). Madrid, UAM; 2010.
- [2] Schueler AO, Flühs D, Anastassiou G. β -Ray Brachytherapy with Ru-106 plaques for retinoblastoma. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 2006 Jul 15;65(4):1212-21
- [3] Abouzeid H, Moeckli R, Gaillard MC. 106-Ruthenium Brachytherapy for retinoblastoma. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 2008 Jul 1;71(3):821-8.

DOSIMETRÍA DE LOS PROFESIONALES INVOLUCRADOS EN LA CIRUGÍA RADIOGUIADA

Barreto AC¹, Cardoso G², Ferreira LS¹ y Santos AI²

¹Centro de Física das Interações Fundamentais, CFIF. Instituto Superior Técnico, Universidade Técnica de Lisboa. Lisboa. Portugal.

²Hospital Garcia de Orta E.P.E. Almada. Portugal.

Correspondencia: kati.barreto@gmail.com

Palabras clave: Cirugía Radioguiada, Ganglio Centinela, Dosimetría, Protección Radiológica.

Introducción y objetivos

El procedimiento de localización del ganglio centinela es importante porque permite un estadiaje del cáncer de mama menos invasivo. Con la sonda de captación después de la inyección intradérmica del radiofármaco, el cirujano puede identificar la localización del ganglio centinela. El uso de materiales radiactivos, genera una preocupación considerable en términos de exposición radiológica. El objetivo principal es evaluar las posibles dosis individuales de cada profesional implicado en el procedimiento de localización radioguiada.

Material y métodos

Durante 6 meses, se sometieron a cirugía de nodo centinela axilar 44 pacientes, cuyos procedimientos fueron estudiados para determinar la exposición a la radiación de los profesionales. En cada caso se registró la duración de la administración, la proyección de la localización en piel del ganglio centinela (GC) y el análisis de la patología de GC. Para cada estudio, se administró una actividad de $\sim 2,30 \pm 0,02$ mCi de radioisótopo de nanocoloides de albúmina marcados con ^{99m}Tc , generalmente el día antes de la cirugía. De la muestra total, sólo 15 pacientes fueron sometidas a cirugía en una clínica de ginecología, con la cual el estudio fue realizado. En promedio, cada cirugía tuvo una duración de ~ 2 h, dependiendo del proceso de extracción de tumor, el tiempo de respuesta del resultado del análisis histopatológico de GC y el resultado consecuente. La evaluación de la exposición a la radiación se llevó a cabo mediante dos métodos: 1- Control dosimétrico con un contador Geiger-Müller (GM) : destinado a evaluar la exposición a la radiación de los profesionales que intervienen durante todo el procedimiento, tanto en los dos servicios de Medicina Nuclear, como en la sala de operaciones y en Anatomía Patológica, utilizando un contador de GM para analizar la tasa de dosis. Para cada paciente se midieron dos tasas de dosis (correspondientes a las zonas del tórax y las manos) a 4 distancias diferentes ($3,0 \pm 0,5$; $30,0 \pm 0,5$; $100,0 \pm 0,5$ e $120 \pm 0,5$ cm). Suponiendo que la posición del profesional permanece constante durante el procedimiento, se calculó la dosis de radiación para cada profesional involucrado. La técnica de localización del ganglio centinela se inicia en el servicio de Medicina Nuclear con la inyección del radiofármaco. Para simular la exposición a la que el médico puede estar sujeto, las mediciones se hicieron a una distancia de $3,0 \pm 0,5$ cm y $30,0 \pm 0,5$ cm del paciente. Estas distancias corresponden, respectivamente, a las manos del doctor y al tórax. El día siguiente, el paciente es trasladado al quirófano donde tiene lugar la cirugía. En esta parte del procedimiento se llevaron a cabo mediciones antes y después de la cirugía. Así, las mediciones que se llevaron a cabo fueron a $3,0 \pm 0,5$ cm (manos) y $30,0 \pm 0,5$ cm (región precordial) para simular la exposición del ginecólogo, $100,0 \pm 0,5$ cm (región precordial) para simular al anestesista, y $120,0 \pm 0,5$ cm (región precordial), que corresponde a la distancia donde se encuentran enfermeras. El patólogo está en contacto directo con el ganglio en el momento de la preparación de la tinción. 2- Control dosimétrico con dosímetros TLD : El estudio tuvo lugar durante la administración del radiofármaco y durante la cirugía radioguiada. Los profesionales más expuestos a la radiación durante el procedimiento del ganglio centinela son el médico de Medicina Nuclear y ginecólogo. El estudio se llevó a cabo en 23 administraciones y 5 cirugías. El control dosimétrico se hizo con dosímetros de solapa y dosímetros de extremidades (anillo). En Medicina Nuclear, los médicos siempre han utilizado los dos dosímetros durante los procedimientos. Sin embargo, en la sala de operaciones, los ginecólogos sólo utilizan durante la cirugía el de solapa, utilizando el de extremidades, únicamente antes de comenzar la cirugía, debido a las técnicas asépticas.

Resultados y discusión

Según los datos, se obtiene que el médico de Medicina Nuclear está sujeto a una tasa de dosis promedio en manos de $332,540 \pm 0,03$ $\mu\text{Sv/h}$ y en la región precordial de $9,710 \pm 0,03$ $\mu\text{Sv/h}$. Para los profesionales presentes en la sala de operaciones, se observa que el médico ginecólogo está sujeto a una tasa de dosis media en manos de $16,820 \pm 0,03$ $\mu\text{Sv/h}$ y en la región precordial de $0,730 \pm 0,03$ $\mu\text{Sv/h}$, el anestesista, presenta una tasa de dosis promedio en manos de $2,750 \pm 0,03$ $\mu\text{Sv/h}$, mientras que la región precordial de $0,260 \pm 0,03$ $\mu\text{Sv/h}$, finalmente, el enfermero tiene una tasa de dosis de $0,210 \pm 0,03$ $\mu\text{Sv/h}$ en la región precordial. En

el laboratorio de Anatomía Patológica, el patólogo está sujeto a una dosis media de $0,690 \pm 0,03 \mu\text{Sv}$ con respecto a las manos y $0,130 \pm 0,03 \mu\text{Sv}$ en la región precordial. El ginecólogo es el profesional que recibe la dosis más alta durante la cirugía, que se considera el punto de referencia del cirujano profesionalmente expuesto. Durante un año, la dosis efectiva media en la región torácica del ginecólogo es $41,76 \pm 0,03 \mu\text{Sv}$, presentando una pequeña fracción del límite de dosis (1 mSv) correspondiente a un miembro del público. En cuanto al médico patólogo, el promedio de dosis efectiva anual, en la región precordial, es de $0,34 \pm 0,03 \mu\text{Sv}$, estando también muy por debajo de la dosis anual establecida en un miembro del público. En cuanto a los límites de dosis en manos, se consideró el límite de 500 mSv / año para el conjunto de los trabajadores expuestos. Durante un año, el registro de dosis equivalente de profesionales es $< 1 \text{ mSv}$, con el valor más alto registrado en el servicio de Medicina Nuclear. Los dosímetros TLD permiten obtener la magnitud de la dosis efectiva recibida por los profesionales, con respecto a la técnica de localización radioguiada GC debido a que permiten obtener la dosis acumulada. Obtuvimos valores de dosis equivalentes debido a la proximidad de la región irradiada. Para cada profesional los valores de dosis equivalente en manos son bajos, y el mayor valor registrado es 0,09 mSv, que corresponde a menos de 1/5000 del límite de dosis permitido en extremidades para los trabajadores expuestos. Tras el registro de la dosis equivalente, se obtiene que los profesionales del servicio de Medicina Nuclear tienen un valor de dosis acumulada mayor que los profesionales de la sala de operaciones. Sin embargo, se debe tener en cuenta que el control dosimétrico en manos de los ginecólogos se realizó durante 1/6 del total del tiempo de la cirugía. Conclusiones : Según el estudio realizado, los médicos de Medicina Nuclear son aquellos que están sujetos a una mayor cantidad de dosis de radiación durante la localización del ganglio centinela. Sin embargo, la clasificación de los trabajadores expuestos debe ser considerada si hay un aumento sustancial de la carga de trabajo, teniendo en cuenta la radiación registrada en manos. Los valores de dosis obtenidos por los dosímetros TLD son superiores a los de GM, debido a su proximidad a la fuente radiactiva.

Bibliografía

- [1] Chiesa, Carlo; Toscano, Francesca; Mariani, Mario e Bombardieri, Emilio. (2008) Physical Performance Parameters of Intraoperative Probes, in Radioguide Surgery. Parte I, 12-22. SpringerLink.
- [2] Zanzonico, Pat e Heller, Sherman (2000) The Intraoperative Gamma Probe: Basic Principles and Choices Available . Seminars in Nuclear Medicine, Vol. XXX, No 1 (January), 2000: pp 33-48
- [3] Pivoski, S. P.; Neff, R. L.; Mojzisik, C. M.; O'Malley, D. M.; Hinkle, G. H.; Hall, N. C.; Murrey JR, D. A.; Knopp, M. V. e Martin JR, E. W. (2009) A comprehensive overview of radioguided surgery using gamma detection probe technology. World Journal of Surgical Oncology 2009, 7:11
- [4] Morton, R.; Horton, P. W.; Peet, D. J. e Kissin, M. W. (2003) Quantitative assessment of the radiation hazards and risks in sentinel node procedures. The British Journal of Radiology, 76 (2003), 117 – 122. The British Institute of Radiology.
- [5] Decreto de Lei 222/2008. 1ª Série – Nº223 s.l.: Diário da República, de 12 de Novembro, 2008
- [6] International Commission on Radiation Protection (ICRP) (2011) Statement on Tissue Reactions.

CONTROL DE CALIDAD DE UNA SONDA DETECTORA PARA CIRUGÍA RADIOGUIADA

Barreto AC¹, Cardoso G², Ferreira LS¹ y Santos A²

¹Centro de Física das Interações Fundamentais, CFIF. Instituto Superior Técnico, Universidade Técnica de Lisboa. Portugal.

²Hospital Garcia de Orta E.P.E. Almada. Portugal.

Correspondencia: kati.barreto@gmail.com

Palabras clave: Cirugía Radioguiada, Ganglio Centinela, Sonda Detectora, Control de Calidad.

Introducción y objetivos

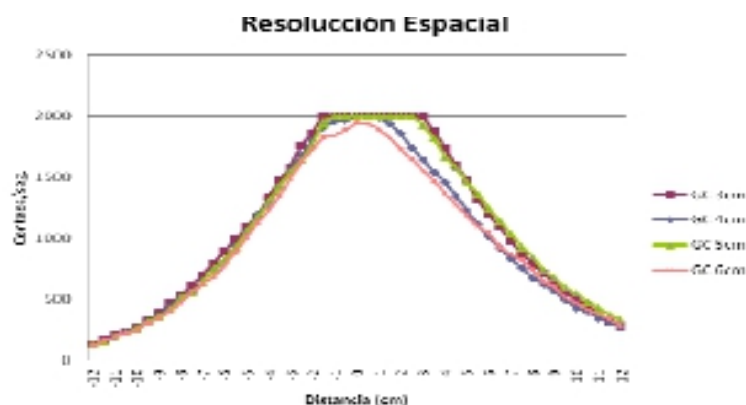
El cáncer de mama, es el tumor más frecuente en mujeres, con una incidencia cada vez mayor en todo el mundo. La disección ganglionar de la axila es una razón del aumento de la morbilidad de la cirugía de mama y ten sido sustituida pela biopsia del ganglio centinela . La calidad y rendimiento de la sonda detectora afectan al éxito de la cirugía del ganglio centinela. El objetivo principal de este trabajo es desarrollar un conjunto de pruebas prácticas para evaluar el comportamiento de una sonda para la detección del ganglio centinela.

Material y métodos

Para evaluar el comportamiento de la sonda detectora EURORAD GAMMED IIB, se procedió a realizar una serie de pruebas para evaluar su respuesta física frente a una fuente radiactiva de 99m Tc. Sin embargo, antes de proceder a la realización de las pruebas físicas fue necesario determinar la actividad restante en el ganglio centinela (GC), cuando se aplica la técnica de localización radioguiada. Se realizó un equilibrio entre el número de cuentas en esta área de la administración y el GC, lo que nos permitió determinar la actividad del GC a través de la proporcionalidad directa con la actividad administrada. Las pruebas físicas que se realizaron fueron las siguientes: - Sensibilidad de detección : se colocó una fuente de 99m Tc (con $133 \pm 0,02 \mu\text{Ci}$) a una distancia mínima de 1 cm de la sonda y las cuentas fueron adquiridas al aumentar la distancia hasta la distancia máxima de detección. - Resolución Angular : una fuente de 99m Tc (con $697 \pm 0,02 \mu\text{Ci}$) se colocó en una posición fija ($0,0 \pm 0,1 \text{ cm}$) de la sonda de detección, que se encontraba a una distancia mínima de 5 cm y un máximo de $9,0 \pm 0,1 \text{ cm}$. Con un soporte, fueron adquiridas las cuentas para diferentes ángulos entre 90° y -90° , - Resolución Espacial : el experimento se realizó con un maniquí de agua con dos fuentes puntuales. Una fuente representaba el punto de inyección ($1,54 \pm 0,02 \text{ mCi}$) y la otra el ganglio centinela ($180 \pm 0,02 \mu\text{Ci}$). Durante las pruebas, las fuentes estaban separadas por una distancia de entre $3,0 \pm 0,1 \text{ cm}$ y $6,0 \pm 0,1 \text{ cm}$, siendo el punto de inyección siempre fijo. Para la adquisición de las cuentas se realizó un barrido por sonda, por encima de la superficie del agua en pasos de 5 mm. - Linealidad: los recuentos se obtuvieron cada hora con una distancia entre la fuente ($140 \pm 0,02 \mu\text{Ci}$) y la sonda de $1,0 \pm 0,1 \text{ cm}$, $2,0 \pm 0,1 \text{ cm}$, $3,0 \pm 0,1 \text{ cm}$ y $4,0 \pm 0,1 \text{ cm}$.

Resultados y discusión

Según los datos obtenidos en las pruebas físicas, parece que la sonda detectora tiene un buen rendimiento en términos de sensibilidad de lectura, que permite detectar con seguridad la presencia de un punto focal dentro de $15,0 \pm 0,1 \text{ cm}$. Esta distancia corresponde al nivel de la curva donde el valor de las lecturas comienzan a estabilizarse a medida que la distancia aumenta hasta $26,0 \pm 0,1 \text{ cm}$. La sensibilidad de detección del cristal, es mejor para las fuentes de energía bajas que para las fuentes de alta energía que revelan una respuesta lineal. Para obtener una buena resolución angular, es necesario que el cristal tenga una buena sensibilidad en las lecturas angulares adquiridas.



Teniendo en cuenta los resultados de la resolución angular del estudio realizado, se halló que el cristal de detección tiene un ángulo de sensibilidad óptima para las lecturas tomadas desde el lado derecho del cristal pero no para las lecturas tomadas desde la izquierda. Los datos recogidos han revelado que el cristal tiene un buen ángulo de detección para fuentes de energía de baja energía. Para fuentes de alta energía, el cristal permite la detección de los fotones emitidos, pero con escasa eficiencia. En términos de la variación de la distancia entre la fuente y el cristal, se encontró que el comportamiento del cristal corresponde al esperado, es decir, cuando la distancia aumenta el valor de las cuentas disminuye, tal como se registra en el estudio de la sensibilidad de detección. Dadas dos fuentes puntuales cercanas, el estudio demuestra que la detección del cristal, en términos de distancia lateral, muestra el mismo patrón de sensibilidad espacial que el de una sola fuente. Como es evidente la presencia de una segunda fuente se manifiesta sólo en el aumento del valor de las cuentas, que se traduce en una “cola” de la curva más alta (figura 1). El cristal tiene una mayor sensibilidad de detección para las fuentes de actividad más alta que para las fuentes con baja actividad, que muestra un patrón de linealidad de acuerdo con la desintegración radiactiva. En la prueba de linealidad se encontró también que la distancia desde la fuente al cristal influye en el patrón de linealidad. Este patrón se vuelve más lineal a una distancia de $4,0 \pm 0,1$ cm entre la fuente y la sonda, que a distancias más próximas.

Conclusiones

La sonda detectora exhibe buena capacidad de respuesta en profundidad, lo que permite la localización del GC en las capas internas de la axila. En cuanto a la resolución angular, este estudio ha demostrado que el cristal de detección tiene una menor absorción de fotones cuando la fuente está en el lado izquierdo del cristal, que se refleja en una disminución en el número de cuentas detectadas, sin embargo, no es una situación que pueda influir en el resultado de la ubicación de GC. En cuanto a la resolución espacial, en términos de distancia lateral, el cristal de detección muestra el mismo patrón de sensibilidad espacial que en el caso de una sola fuente. Finalmente, la sonda detectora presenta un comportamiento lineal cuando están presentes varias fuentes radiactivas con diferentes actividades.

Bibliografía

- [1] Da Silva, Iran José Oliveira; Khoury, Helen Jamil; De Lemos, Márcia Rosana Leite; Filho, Paulo José de Almeida e Guimarães, Maria Inês Calil Cury. (2006) Estudo do Efeito do Uso de Colimador na Sonda Gama Utilizada, in Cirurgia Radioguiada. Radiol Bras 2006; 39(6): 429-434
- [2] Chiesa, Carlo; Toscano, Francesca; Mariani, Mario e Bombardieri, Emilio. (2008) Physical Performance Parameters of Intraoperative Probes, in Radioguide Surgery. Parte I, 12-22. SpringerLink.
- [3] Zanzonico, Pat e Heller, Sherman (2000) The Intraoperative Gamma Probe: Basic Principles and Choices Available . Seminars in Nuclear Medicine, Vol. XXX, No 1 (January), 2000: pp 33-48
- [4] Povoski, S. P.; Neff, R. L.; Mojzisek, C. M.; O'Malley, D. M.; Hinkle, G. H.; Hall, N. C.; Murrey JR, D. A.; Knopp, M. V. e Martin JR, E. W. (2009) A comprehensive overview of radioguided surgery using gamma detection probe technology. World Journal of Surgical Oncology 2009, 7:11

NUEVO MÉTODO DE MEDIDA *IN VIVO* DE LA COMBINACIÓN INTERNA EN CUERPO ENTERO CON DETECTORES DE GERMANIO DE ALTA RESOLUCIÓN. RESPUESTA RÁPIDA EN CONTAMINACIONES CRUZADAS

Navarro Amaro JF, Pérez López B, López Ponte MA y Navarro Bravo T

Unidad de Dosimetría de Radiaciones. Departamento de Medio Ambiente CIEMAT. Madrid.
Correspondencia: jf.navarro@ciemat.es

Palabras clave: Medida *in vivo*, espectrometría gamma, contaminación interna, respuesta en emergencias.

Introducción y objetivos

En situaciones de emergencia nuclear o accidentes radiológicos, se pueden dar casos complejos de contaminación interna tanto en trabajadores expuestos como en individuos del público en los que varios radionucleidos pueden interferir unos con otros dificultando su rápida identificación y cuantificación. En los primeros días del accidente de Fukushima, las emisiones de ^{132}I y ^{132}Te entorpecieron la realización de medidas directas con Contadores de Radiactividad Corporal basados en detectores de centelleo de NaI(Tl), debido al solapamiento de sus picos con los picos del ^{131}I , ^{134}Cs y ^{137}Cs (Figura 1). Ésto, unido al alto fondo radiactivo ambiental, retrasó varias semanas las primeras estimaciones fiables de contaminación interna en individuos expuestos [1]. Para mejorar la respuesta en emergencias en este tipo de escenarios, el Laboratorio del Contador de Radiactividad Corporal del CIEMAT ha implementado un nuevo método de medida *in vivo* de la contaminación interna debida a la incorporación en cuerpo entero de radionucleidos emisores de radiación X/ gamma con detectores de germanio de alta resolución espectral y especialmente eficientes en el rango de energías de 10 a 1000 KeV. Las medidas se realizan en el interior de una cámara blindada de bajo fondo radiactivo ambiental, lo que permite que en tiempos muy cortos (10 minutos) se consigan límites de detección muy bajos para los radionucleidos de interés en vigilancia radiológica y emergencias.

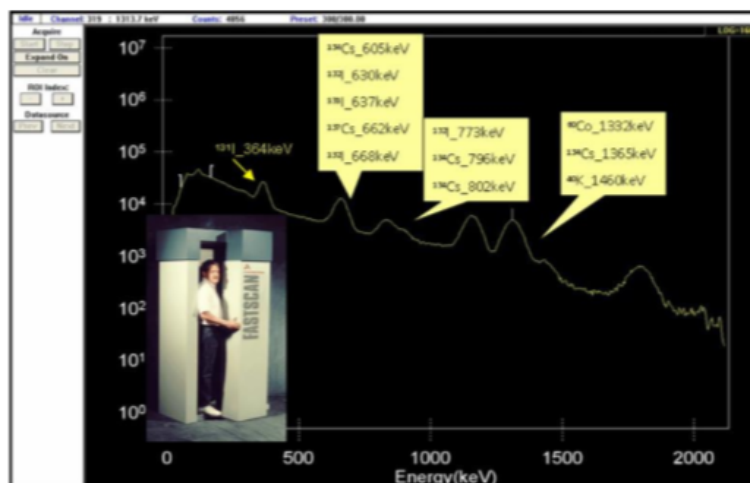


Fig 1. Medida *in vivo* con contador FASTSCAN. Solapamiento de picos en contaminaciones cruzadas

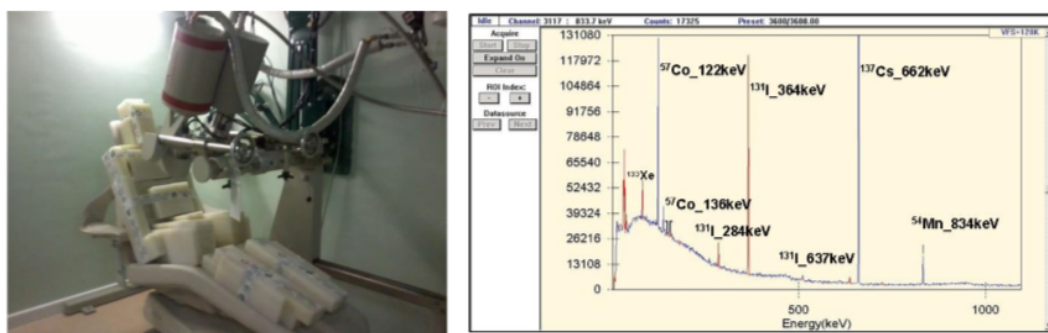


Fig 2. Medida *In vivo* de contaminación interna en cuerpo entero con Sistema LGe (CRC- DPI Ciemat)

Material y métodos

El sistema de detección consiste en 4 detectores de germanio LEGe (Low Energy Germanium Detector) de alta resolución energética y especialmente eficientes en el rango de energías de 10 keV a 1000 keV, alojados en el interior de una cámara blindada de dimensiones internas 2.43 m x 2.43 m x 1.97 m constituida por planchas de acero de 130 mm., 5 mm. de Plomo y 1 mm. de Cadmio, que proporciona una importante reducción del fondo radiactivo ambiental en los espectros de medida y gran sensibilidad de detección en tiempos cortos. Para la calibración del sistema en geometría de silla reclinada, se ha utilizado un maniquí antropomórfico IGOR (Research Technical Centre Protection of Rusia) consistente en ladrillos de polietileno equivalentes a tejido que unidos en diferentes configuraciones permiten simular distintas morfologías del organismo humano. En el interior de cada ladrillo se introducen las fuentes radiactivas de calibración en forma de varilla, simulando una contaminación homogénea en el cuerpo entero. La adquisición, tratamiento y análisis de los espectros se realiza mediante el software de espectrometría Genie 2000 de Canberra.

Resultados y discusión

La calibración en eficiencias del sistema LEGe para el nuevo método de ensayo, se ha realizado midiendo diferentes configuraciones del maniquí IGOR simulando al hombre estándar (70 kg.), el hombre percentil 5 (50 kg) y el hombre percentil 95 (90 kg) definidos en ICRP 89. Se ha realizado un estudio de sensibilidad del método de ensayo midiendo a personas blanco y aplicando la calibración más adecuada a su morfología. El cálculo de los límites de detección (LD) se ha realizado de acuerdo a la norma ISO 28218 “Performance Criteria for Radiobioassay” [2] y los valores obtenidos garantizan que en tiempos cortos de 10 minutos se realizan determinaciones correspondientes a dosis iguales o superiores a 0.1 mSv tanto en vigilancia rutinaria como en emergencias (LD(131I tiroides)=10 Bq; LD(134Cs)=48 Bq; LD(136Cs)=54 Bq; LD(137Cs)=77 Bq). La validación de la calibración se ha realizado con un maniquí de tipo BOMAB (Bottle Maniqui Absortion Phantom). Los resultados obtenidos han sido conformes a los criterios de aceptación establecidos en la norma ISO 28218“.

Conclusiones

El nuevo método de ensayo supone una sustancial mejora en las capacidades actuales del Servicio de Dosimetría Personal Interna del Ciemat, ya que permitirá en tiempos muy cortos realizar medidas *in vivo* muy precisas, de excelente resolución y bajo fondo radiactivo ambiental en geometría de cuerpo entero. El método complementará a los ya existentes en el laboratorio [3] y podrá ser utilizado en situaciones de emergencia o accidente radiológico en los que la complejidad de los espectros de medida (contaminaciones cruzadas, interferencias multipicos) requieran una mayor resolución espectral.

Bibliografía

- [1] Evaluation of Internal Exposures of the Workers and the Residents Caused by the Fukushima Nuclear Accident. (C.Takada et al.) IRPA 13 Glasgow U.K. May 2012.
- [2] International Organization for Standardization. ISO 28218 Radiation Protection - Performance criteria for Radiobioassay. 2010
- [3] Procedimiento General Laboratorio del CRC (DPI - CIEMAT): PG CRC 001 “Métodos Directos de determinación de incorporación de radionucleidos en organismo humano” (J.F. Navarro, B. Pérez).

CALIBRACIÓN DE UN CONJUNTO DE DETECTORES PARA LA DOSIMETRÍA *IN VIVO* DE HACES DE ELECTRONES

Martínez Jurado T, Jornet Sala N, Carrasco de Fez P, Eudaldo Puell T, Latorre Musoll A, Rodríguez Latorre D, Ruiz Martínez A y Ribas Morales M

Servei de Radiofísica i Radioprotecció. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona.

Correspondencia: mailto:tmartinezj@santpau.cat

Palabras clave: Diodos, Electrones, Calibración, Dosimetría *in vivo*, Factores de corrección.

Introducción y objetivos

La dosimetría *in vivo* es un método contrastado para verificar que la dosis administrada al paciente durante el tratamiento coincide con la dosis prescrita. Permite detectar tanto variaciones de la anatomía del paciente entre la planificación y tratamiento como errores en la administración del haz de radiación (UM, energía, tamaño de campo, etc) o errores en el cálculo de la dosis por el sistema de planificación. En la actualidad, la transferencia de los parámetros de la irradiación entre el sistema de planificación y la unidad de tratamiento se hace de forma automática y el acelerador verifica que los parámetros seleccionados para la irradiación coinciden con los transferidos desde el planificador, reduciéndose así la posibilidad de errores en la selección de dichos parámetros. Sin embargo, podría darse el caso de que los datos transferidos estuviesen corruptos o que alguno de los componentes no estuviese codificado, como por ejemplo los moldes de electrones personalizados. Ambas situaciones justifican la necesidad de realizar medidas de dosis *in vivo* en la primera sesión del tratamiento. En este trabajo presentamos la calibración de un conjunto de detectores para realizar medidas de dosis *in vivo* a la entrada del haz de radiación en haces de electrones. En particular se ha determinado la variación de la sensibilidad del diodo en función del tamaño de campo, energía, ángulo de incidencia, DFS, temperatura y dosis acumulada. A partir de estos resultados se propone una metodología para calibrar un conjunto de diodos para ser utilizados en rutina. Se justifica la aplicación de factores de corrección a la lectura de los diodos cuando las condiciones de irradiación difieren de las de referencia en función del nivel de tolerancia entre la dosis esperada y la dosis obtenida.

Material y métodos

Se han utilizado tres diodos de Silicio tipo n Sun Nuclear QED modelo 111200-2 dopados con platino y con un capuchón de acrílico de 0,36 g/cm² y se han conectado a un electrómetro DPDpc de Scanditronix. También se ha utilizado una cámara plano paralela NACP02 (Scanditronix-IBA) conectada a un electrómetro Inovision modelo 35040 para medir la sensibilidad de los diodos, la cual se define como el cociente entre la lectura del diodo y la dosis medida con un detector trazable a un laboratorio de calibración. Estos diodos se han calibrado para los 5 haces de electrones disponibles en un acelerador Clinac 2100 CD Varian (energías nominales; 6MeV, 9MeV, 12MeV, 16MeV y 20MeV). El factor de calibración se define como el cociente entre el valor de la dosis absorbida a la profundidad del máximo de dosis en agua y la lectura del diodo colocado en el eje central del haz en la superficie de un maniquí equivalente agua plastic waterTM(CIRS) de 10cm de espesor en condiciones de referencia (aplicador, energía, ángulo de incidencia, distancia foco superficie). Con el fin de optimizar la metodología de calibración se ha realizado un estudio de la variación de la sensibilidad de los diodos en función del aplicador y la energía. En función de los resultados obtenidos se decidirá si es necesario asignar un factor de calibración para cada energía o para cada aplicador con el criterio de que los factores de corrección sean lo más pequeños posibles. Los factores de corrección se han determinado midiendo la variación de la sensibilidad de los diodos en condiciones de medida distintas a las de referencia. Se han determinado los factores de corrección, para todas las calidades de haces de electrones disponibles, por: a) ángulo de incidencia del haz sobre el detector (axial y acimutal) $FC_{\text{ángulo}}$ desde 20° hasta -20° cada 5°; b) tamaño del aplicador $FC_{\text{aplicador}}$; c) tamaño de los moldes de cerrobend, FC_{molde} , de dimensiones 7cm x 7cm, 8cm x 8cm, 4cm x 7cm y 4cm x 9cm colocados en el aplicador 10x10 y d) distancia foco superficie FC_{DFS} para 105cm y 110cm. Se ha determinado el factor de corrección por temperatura. La determinación de la dosis entrada a partir de las lecturas de los diodos se calculará mediante la siguiente expresión:

$$D_{\text{ent}} = L \times F_{\text{cal}}(E) \times FC_{\text{aplicador}} \times FC_{\text{molde}} \times FC_{\text{DFS}} \times FC_{\text{ángulo}} \times FC_{\text{temperatura}}$$

Donde L es la lectura, F_{cal} el factor de calibración en condiciones de referencia para cada energía y FC son los factores de corrección. Se ha comparado la variabilidad entre factores de corrección determinados para los distintos detectores con la reproducibilidad de los factores de corrección de uno de los diodos realizando las mismas medidas en tres días diferentes. También se ha estudiado la variación de la sensibilidad del diodo en función de la dosis acumulada.

Resultados y discusión

La variación de la sensibilidad de los diodos en función de la energía es de un 24% mientras que la variación en función del tamaño del aplicador es de un 4%. Se decide, por tanto, asignar a cada diodo un factor de calibración en función de la energía fijando las condiciones de referencia [aplicador 10x10; ángulo 0°; temperatura 22°C; DFS=100cm]. La reproducibilidad de los factores de corrección medidos para el mismo diodo en distintos días es inferior al 0,9% y del orden de las diferencias de un mismo factor entre los tres diodos, por lo que se asigna un conjunto de factores de corrección único para los tres diodos.

Factor de corrección	Valor	
	Simetría axial	Simetría acimutal
FC _{ángulo}	0,983 - 1,001	0,981 - 1,003
FC _{aplicador [ref 10x10]}	0,983 - 1,022	
FC _{molde}	0,961-1,009	
FC _{DFS}	1,021-1,046	
FC _{temperatura}	0.25%/°C	

Analizando los factores de corrección obtenidos se observa que:

- La dependencia de la respuesta del diodo con el ángulo de incidencia es importante para las energías de 6MeV y 9MeV cuando las angulaciones son superiores a los $\pm 15^\circ$ siendo el factor de corrección de un 2%. Para el resto de energías y angulaciones los factores de corrección calculados son cercanos a la unidad.
- No aplicar el factor de corrección por aplicador representa una sobre o infraestimación de la dosis *in vivo* como máximo de un 2%.
- No aplicar el factor FC_{molde} para los cerrobends de dimensiones 4cm x 7cm y 4cm x 9cm comporta una sobrestimación de la dosis medida de un 4% para todas las energías. En el caso de utilizar protecciones personalizadas se aproxima la forma del campo al campo rectangular más parecido para escoger el factor de corrección a aplicar.
- El factor de corrección por DFS es significativo y por tanto debe aplicarse a todas las energías. Este factor es superior al 2% para DFS > 105cm.
- Las lecturas deben corregirse por el factor de temperatura si los diodos se calibran sobre un maniquí a temperatura ambiente (22°C). Se puede aplicar un factor genérico de 0.975 asumiendo que la temperatura en piel de los pacientes es de aproximadamente 32°C. La pérdida de sensibilidad por dosis acumulada es de 0.1% por 100Gy. La incertidumbre de las medidas *in vivo* aplicando todos los factores de corrección se estima en un 2% (1SD). Se establece un límite de acción de un 5% entre la dosis medida y la dosis esperada.

Conclusiones

La aplicación de los factores de corrección permite establecer un límite de tolerancia entre la dosis medida y la dosis prescrita de un 5%. Este límite de acción permite detectar errores en energía, aplicador, DFS y en algunos casos de molde de cerrobend y/o angulación. En este trabajo se presentan los resultados de la calibración de los diodos QED para electrones (Sun Nuclear). Los factores de corrección más significativos, con valores más alejados de la unidad, son los debidos a la utilización de los moldes de cerrobend de 4cm x 7cm y 4cm x 9cm y cuando la DFS supera los 105cm. En ambas situaciones el no aplicar los factores de corrección supondría un error de hasta un 4% en la dosis medida por el diodo. Los resultados obtenidos demuestran que se puede aplicar un único conjunto de factores de corrección a todos los diodos QED de las mismas características lo que puede suponer una reducción en el tiempo de calibración de nuevos diodos del mismo tipo.

NIVELES NATURALES DE ^{210}Po EN ORINA HUMANADíaz-Francés I¹, García-Tenorio R^{1,2}, Mantero J¹, Díaz J¹ y Manjón G¹¹Grupo de Física Nuclear Aplicada. Departamento de Física Aplicada II. ETSA. Universidad de Sevilla. Sevilla.²Centro Nacional de Aceleradores. Avada. Sevilla.

Correspondencia: inmadiaz@us.es

Palabras clave: ^{210}Po , dosimetría interna.**Introducción y objetivos**

Desde el asesinato del ex agente soviético Alexander Livinentko en 2006 por una dosis letal de ^{210}Po , presumiblemente ingerida, existe un renovado interés sobre la toxicidad de este radionucleido en humanos. El ^{210}Po es un elemento radiactivo que se encuentra de forma natural en los diversos compartimentos de la naturaleza, siendo las principales vías de incorporación al ser humano la ingestión de alimentos y agua, así como la inhalación de su progenitor ^{222}Rn . La cantidad total de ^{210}Po de origen natural en el cuerpo humano puede variar de una persona a otra dependiendo de su modo de vida: hábitos alimenticios, origen del agua bebida, lugar de residencia (asociado a la exposición a ^{222}Rn), etc. Muchos son los factores que influyen en la cantidad de ^{210}Po incorporado por el cuerpo humano, haciendo que existan variaciones significativas entre diferentes individuos, y por lo tanto en las concentraciones de este elemento que pueden encontrarse en su orina. Para analizar la influencia de los hábitos alimenticios en la cantidad de ^{210}Po excretada en orina, un voluntario en Sevilla ha seguido durante un mes una dieta bien definida, y variable en el tiempo, seguida de una colección diaria de su orina y de la determinación en ella de las concentraciones de este radionucleido. Los resultados obtenidos, y las conclusiones derivadas de ellos forman el núcleo central de esta comunicación.

Material y métodos

Las determinaciones de ^{210}Po han sido realizadas diariamente en alícuotas de 200 ml de orina aplicando la técnica de espectrometría alfa de alta resolución. Ello ha implicado la aplicación de un método radioquímico simple para la concentración y aislamiento del ^{210}Po , seguido de su autodeposición sobre planchetas de cobre para su apropiada medida.

Resultados y discusión

Las concentraciones diarias de actividad de ^{210}Po en la orina del voluntario analizado durante el mes de estudio muestran una elevada variabilidad con una diferencia de hasta un orden de magnitud entre los valores máximos y mínimos obtenidos, y una clara dependencia con el tipo de dieta seguido en las diversas fases del experimento. Las concentraciones más bajas obtenidas son asociadas a una dieta rica en hidratos de carbono y proteínas “terrestres” (carne de cerdo, ternera,...), mientras que las mayores concentraciones se obtuvieron en la fase final del experimento cuando la dieta fue enriquecida con la presencia de productos marinos, en justa correspondencia con el mayor contenido de ^{210}Po en estos últimos productos [1]. El uso de la orina para poder monitorizar a un grupo crítico de la población después de un hipotético acto terrorista que implique la posible toma de ^{210}Po de forma inadvertida por ingestión o inhalación exige en la práctica la elección de un valor umbral de referencia que permita discriminar entre el ^{210}Po de origen natural existente en la orina bajo estudio y la posible contribución antropogénica de ^{210}Po . La alta variabilidad observada por nosotros en las concentraciones de ^{210}Po natural en orina, hace que no sea ni mucho menos trivial el fijar ese valor umbral, siendo por otra parte obvio que su valor no debe ser fijado con base en la elección realizada en otros países porque sus hábitos alimenticios y modo de vida pueden ser muy diferentes. Consideramos pues esencial la creación de un banco de datos a nivel nacional de concentraciones de actividad de ^{210}Po en orina con información asociada en cada caso sobre dietas alimenticias y hábitos de vida del donante. Dicho banco debe contener un número estadísticamente representativo de datos suficiente para poder obtener de ellos la información necesaria para una elección apropiada del mencionado valor umbral a escala regional o nacional en posibles casos de emergencia.

Bibliografía

[1] I. Díaz-Francés, J. Mantero, G. Manjón y R. García-Tenorio. “ ^{210}Po en organismos marinos consumidos por la población sevillana” II Congreso conjunto SEFM-SEPR, Sevilla, Mayo 2011

RESULTADOS OBTENIDOS EN LA INTERCOMPARACIÓN DE SISTEMAS DOSIMÉTRICOS DE CUERPO ENTERO ORGANIZADA POR EURADOS (IC2012)

Casal Zamorano E, Soriano Cruz A, Alabau Albors J y Palma Copete JD

Centro Nacional de Dosimetría (CND). Valencia.
 Correspondencia: emilio.casal@gva.es

Palabras clave: Dosimetría personal, Intercomparación.

Introducción y objetivos

El Grupo Europeo de Dosimetría de la Radiación (EURADOS) ha organizado en 2012 una intercomparación de sistemas dosimétricos de cuerpo entero para fotones, dentro de la acción sobre "Armonización de la Vigilancia Individual de la Radiación Externa" establecida por dicho Grupo. En la intercomparación han participado 88 sistemas dosimétricos, de 75 instituciones de 30 países. Cada participante ha enviado un grupo de 26 dosímetros que se han irradiado con diferentes dosis y calidades de radiación. Los resultados globales de la intercomparación han sido presentados recientemente (1). En esta comunicación se presentan los resultados obtenidos por nuestro Centro.

Material y métodos

El Centro Nacional de dosimetría ha participado en la intercomparación con el dosímetro utilizado para dosimetría de cuerpo entero que permite la discriminación de la energía de la radiación incidente. Las irradiaciones se efectuaron en el Laboratorio de Calibración de Radiación Ionizante (IRCL) de la Comisión de Energía Atómica Griega (GAEC) durante los meses de septiembre y octubre de 2012. Los dosímetros se irradiaron individualmente para las calidades indicadas en la tabla adjunta sobre un maniquí de agua ISO de 30x30x15 cm³. En las irradiaciones con las calidades S-Cs y S-Co-60 se utilizaron láminas de PMMA, de 0,2 y 0,4 cm de espesor respectivamente, para asegurar el equilibrio electrónico. Se tomó como punto de referencia el centro de la superficie posterior del dosímetro. Las irradiaciones angulares se efectuaron considerando el eje vertical como eje de rotación, de acuerdo con la norma ISO-4037 (2). Debido a un problema identificado tras las irradiaciones con las calidades N-40 y mixta S-Cs /N-150-45° el coordinador de EURADOS decidió eliminar dichas irradiaciones de los certificados emitidos. En la tabla adjunta se presentan los resultados correspondientes a las calidades certificadas, indicando la dosis de referencia irradiada por el laboratorio de calibración y la informada por el CND, así como la respuesta del dosímetro tomada como el cociente entre ambos valores.

Código dosímetro	Calidad	Hp(10)			Hp(0.07)			
		Valor CND (mSv)	Valor ref. (mSv)	Relación	Valor CND (mSv)	Valor ref. (mSv)	Relación	
S06-01	S-Cs 0°	6,6	6,70	0,99	6,6	6,70	0,99	
S06-02	S-Cs 0°	6,7	6,70	1,00	6,6	6,70	0,99	
S06-03	S-Cs 0°	6,5	6,70	0,97	6,4	6,70	0,96	
S06-04	S-Cs 0°	6,5	6,70	0,97	6,4	6,70	0,96	
S06-07	S-Co 0°	434,0	420	1,03	430,2	420	1,02	
S06-08	S-Co 0°	416,7	420	0,99	413,1	420	0,98	
S06-09	S-Co 0°	47,9	49,7	0,96	47,5	49,7	0,96	
S06-10	S-Co 0°	48,0	49,7	0,97	47,6	49,7	0,96	
S06-11	S-Co 0°	4,7	4,79	0,98	4,6	4,79	0,96	
S06-12	S-Co 0°	4,6	4,79	0,96	4,6	4,79	0,96	
S06-13	S-Co 0°	6,8	7,01	0,97	6,7	7,01	0,96	
S06-14	S-Co 0°	6,9	7,01	0,98	6,8	7,01	0,97	
S06-15	N-60 0°	5,9	5,80	1,02	5,5	5,45	1,01	
S06-16	N-60 0°	6,1	5,80	1,05	5,8	5,45	1,06	
S06-17	N-60 60°	5,8	5,30	1,09	5,3	5,93	0,89	
S06-18	N-60 60°	6,5	5,30	1,23	6,0	5,93	1,01	
Valor medio:				1,01	Valor medio:			0,98

El valor medio de la respuesta para Hp(10) es de 1,01, con una desviación típica del 6,9%, mientras que para Hp(0,07) son 0,98 y 3,7% respectivamente. Cabe señalar que la irradiación con la calidad N-60 60° fue efectuada a +60° y no a ángulos variables desde -60° a +60°, como suele ser habitual. En dicho caso al no ser el dosímetro simétrico respecto del eje vertical ha existido una sobrevaloración de la dosis estimada en un 16% de promedio.

Conclusiones

El dosímetro de cuerpo entero utilizado por el CND incorpora cuatro detectores de LiF:Ti,Mg, que permiten discriminar la energía de la radiación y el algoritmo de estimación de dosis utilizado en nuestro sistema dosimétrico permite obtener la dosis media a partir de las cuatro lecturas de los detectores una vez corregidas por dicha energía. Los resultados obtenidos en la intercomparación corroboran la calidad del sistema dosimétrico y del método de estimación de dosis empleado.

Bibliografía

[1] EURADOS Annual Meeting 2013. Barcelona, 4-8 Febrero 2013

[2] International Organization for Standardization. "X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and doserate meters for determining their response as a function of photon energy. Part 3: Calibration of area and Personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence". ISO 4037-3 (1999).

EVALUACIÓN DE UN ALGORITMO DE CÁLCULO MONTE CARLO DE USO CLÍNICO PARA RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA EXTRACRANEAL (SBRT)

Zucca Aparicio D, Pérez Moreno JM, Fernández Letón P, García Ruiz-Zorrilla J y Miñambres Moro A

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Madrid Sanchinarro -Grupo Hospital de Madrid. Madrid.

Correspondencia: daniel.zucca@gmail.com

Palabras clave: Monte Carlo, SBRT, Control de Calidad, Campos Pequeños, Medios Heterogéneos

Introducción y objetivos

En la actualidad no es frecuente encontrar sistemas de planificación comerciales que incorporen algoritmos de cálculo de dosis para haces de fotones basados en Monte Carlo (MC) [1,2] El presente trabajo resume el proceso realizado en la evaluación de un algoritmo de cálculo de dosis MC para haces de fotones de 6 MV procedentes de un acelerador dedicado a radiocirugía (SRS), radioterapia estereotáxica craneal (SRT) y extracraneal (SBRT).

Material y métodos

El acelerador lineal BrainLAB NOVALIS (Palo Alto, CA) es una unidad dedicada al tratamiento de radiocirugía y SBRT al disponer de un colimador micromultilámina (mMLC) que proporciona un campo máximo de radiación de 10 cm x 10 cm en isocentro para haces de fotones de energía nominal 6 MV. El sistema de planificación BrainLAB iPlan RT Dose 4.1.2. (Feldkirschen, Germany) dispone de algoritmo de cálculo de fotones basado en el código XVMC que emplea un modelo de fuente virtual a partir de distribuciones gaussianas que simulan las fuentes de radiación primaria (target), radiación dispersa y contaminación electrónica (colimador primario y filtro aplanador) de la parte superior del cabezal para cuyo ajuste es necesaria la medida de perfiles de dosis, factores de campo y coeficientes de calibración tanto en agua como en aire para un conjunto de campos cuadrados y rectangulares según las recomendaciones de la Guía de Referencia de Física de BrainLAB. Se ha empleado el sistema analizador de haces PTW MP3 para la medida de los perfiles de dosis con diodo PTW 60008 mientras que los factores de campo en agua han sido obtenidos con distintos detectores (PTW 60012, PTW 31014, PTW 31010, PTW 30013, película radiocrómica) y para los factores de campo en aire mediante cámara PTW 31010 provista de su correspondiente caperuza de equilibrio electrónico. La equivalencia dosis / UM ha sido obtenida con cámara de ionización PTW 30013 para el campo de radiación de referencia a 100 mm de profundidad y en condiciones de DFS 90 cm y DFS 100 cm en agua. Se ha evaluado el modelado por Monte Carlo a partir del análisis de la fluencia del haz para el campo máximo de radiación, obtenido mediante los perfiles de dosis diagonales a 7 profundidades diferentes, apreciándose la forma debida al filtro aplanador, así como el espectro en eje a partir de las medidas de PDD centrado para cada uno de los campos considerados en el modelado, además de los perfiles de dosis a las profundidades de 15 mm, 100 mm y 200 mm, comparando cada una de las medidas con el correspondiente cálculo del sistema de planificación, empleando una resolución de 3 mm y varianza media de 0,5% como parámetros de cálculo de dosis referida a agua mediante Monte Carlo. Se ha estimado la dosis absorbida en un maniquí heterogéneo compuesto de láminas de material de baja densidad (styrofoam) en medio de láminas de material equivalente a agua (RW3), medida mediante cámara semiflex PTW 31010 con caperuza de equilibrio de PMMA e insertada en el seno del medio de baja densidad, y se ha comparado con la calculada en función de la resolución espacial y varianza media de cálculo (3 mm 1%, 3 mm 0,5%, 2 mm 1%, 2 mm 0,5%) empleando las opciones de cálculo de dosis referida a agua y dosis referida a medio [3], para el mismo conjunto de campos cuadrados y rectangulares centrados en eje, y campos específicos diseñados para un tratamiento de SBRT de pulmón. Se ha comprobado la naturaleza estadística asociada al cálculo Monte Carlo en función de la varianza (2%, 1,5%, 1%, 0,5%). Sobre un campo de 100 mm x 100 mm se ha extraído una ROI de 30 mm x 30 mm con un muestreo de 1,0 mm (961 puntos de dosis) correspondiente a la región central del campo, calculadas en PB y MC con los parámetros anteriores. Debía ser una ROI lo suficientemente pequeña como para no estar influenciada la distribución de dosis por la forma del filtro aplanador, pero lo suficientemente grande para tener un número estadísticamente significativo de puntos a evaluar. Se ha obtenido el coeficiente de variación (CV) para cada ROI calculada como el cociente del promedio y la desviación estándar de las dosis, considerando las ROI calculadas MC como una composición de la distribución de dosis real (aproximado al valor de la ROI calculada PB) más una componente aleatoria dada por la varianza estadística empleada en el cálculo.

Resultados y discusión

La comparación de los perfiles diagonales muestra un mejor grado de concordancia entre PB y medida (no obstante, el modelado del algoritmo PB se realiza en base a la medida directa de estos mismos perfiles diagonales) que con respecto a MC, aunque un ajuste fino de los parámetros de las distribuciones gaussianas permite minimizar las diferencias, en detrimento de los factores de campo calculados MC. En general, existe una satisfactoria concordancia entre los perfiles inplane (dirección de mMLC)

medidos y calculados MC, especialmente para campos pequeños comparados con PB, los cuales sobreestiman los hombros de los perfiles. Respecto a los perfiles crossplane (dirección de mordazas X) la comparación resulta favorable a PB frente a MC, especialmente para campos pequeños en los cuales MC proporciona una penumbra subestimada. Esta discrepancia es suficientemente pequeña como para ser relevante clínicamente, pero aumenta conforme las dimensiones del campo se reducen, aunque también podría deberse a haber empleado una resolución espacial de 3 mm en el cálculo MC. La desviación entre los factores de campo calculados y medidos se encuentra entre un mínimo de 0,6% (12 mm x 12 mm) y un máximo de 2,2% (42 mm x 42 mm), mientras que las desviaciones para cada uno de los cálculos MC respecto a la medida encontradas en el caso del maniquí heterogéneo pueden observarse en la tabla siguiente:

Resolución (mm) Varianza (%)	Dosis Referida a Medio				Dosis Referida a Agua				PENCIL BEAM
	3 1.0%	3 0.5%	2 1.0%	2 0.5%	3 1.0%	3 0.5%	2 1.0%	2 0.5%	
CAMPO (mm x mm)	Δ medida	Δ medida	Δ medida	Δ medida	Δ medida	Δ medida	Δ medida	Δ medida	Δ medida
24 x 24	2.8%	2.3%	3.9%	3.8%	2.3%	2.2%	3.6%	3.6%	16.3%
42 x 42	2.0%	1.6%	2.6%	2.4%	1.5%	1.6%	2.4%	2.5%	10.0%
60 x 60	1.1%	1.4%	2.0%	2.0%	2.0%	1.9%	1.4%	1.9%	7.0%
80 x 80	1.1%	1.4%	1.5%	1.7%	1.9%	1.5%	1.5%	1.8%	6.2%
100 x 100	0.9%	1.2%	1.8%	1.5%	1.0%	1.2%	1.4%	1.2%	6.1%
24 x 100	2.3%	2.1%	3.9%	3.4%	2.5%	2.5%	3.8%	3.3%	13.0%
42 x 100	1.5%	1.7%	2.3%	2.5%	1.5%	1.6%	2.4%	2.4%	8.3%
100 x 24	1.5%	1.3%	2.7%	2.6%	1.3%	1.6%	2.6%	2.3%	12.0%
100 x 42	1.3%	1.2%	1.9%	1.8%	0.9%	1.3%	2.2%	1.8%	7.7%

Como puede comprobarse, no existen prácticamente diferencias entre el cálculo de dosis basado en agua o basado en medio para el caso de medios de baja densidad, en los que las razones de poderes de frenado agua-medio responsables de esta desviación son inferiores al 2% comparado con el caso de medios de alta densidad (hueso cortical) donde esta diferencia puede ser de hasta un 15%. En el caso de los campos de tratamiento para el caso clínico particular de SBRT evaluado (dimensiones máximas de 3 cm x 3 cm) las desviaciones mayores respecto a la medida encontradas con PB han sido de -21,5% mientras que con MC se reduce a -6,7% para ese mismo campo (calculado con resolución de 2 mm y varianza de 0,5%) si bien este campo consistía en un segmento reducido con bloqueo parcial del punto de medida. En el análisis de la varianza, suponiendo que el CV global de los cálculos MC (CV MC) se debe a una propagación cuadrática de los CV asociados a la forma del perfil (CV PB) y a la componente aleatoria (CV random), podemos excluir la componente debida a la aleatoriedad del cálculo, que con un factor de cobertura de $k=2$ nos proporciona con un nivel de confianza del 95% la probabilidad de encontrar un resultado con una fluctuación estadística de 1,9%, 1,4%, 1,2% y 0,1%, comparable a las varianzas medias empleadas, 2,0%, 1,5%, 1,0% y 0,5%, respectivamente.

Conclusiones

Es necesario calcular con una varianza de 1% o inferior para que la desviación entre el valor esperado de la dosis calculada en una ROI y la dosis medida sea inferior a la tolerancia admitida en el cálculo de dosis porque significaría que con $k=2$ existiría una probabilidad de 95% de que la desviación entre la dosis calculada y medida se encuentre por debajo de la tolerancia referida anteriormente. Conviene remarcar que la precisión en el cálculo de la dosis en la zona de confluencia de N haces para una varianza de 1% por haz corresponderá a una varianza global corregida por $1/\sqrt{N}$ para el conjunto de N haces.

Bibliografía

- [1] Chetty IJ, et al . Report of the AAPM TG 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. Med Phys. 2007;34(12):4818-53
- [2] Reynaert N, et al . Monte Carlo treatment planning for photon and electron beams. Radiation Physics and Chemistry. 2007;76:643-86
- [3] Ma C-M y Li J. Dose specification for radiation therapy: dose to water or dose to medium? Phys Med Biol. 2011;56:3073-89

MEDIDA DEL FACTOR DE DISPERSIÓN EN AIRE PARA UN CAMPO DE 0,8*8,0 CM²

Gómez-Tejedor Alonso S, Huertas Martínez C, Penedo Cobos JM, García Castejón MA y Rincón Pérez M

Fundación Jiménez Díaz. Grupo Capio. Madrid..

Correspondencia: sgomez@fjd.es

Palabras clave: Factor de dispersión en aire, campos pequeños, diodos, lámina de cerrobend.**Introducción y objetivos**

El factor dispersión en aire (S_c) se define como el cociente entre la fluencia en aire para un tamaño de campo dado y la fluencia en aire para un tamaño de campo de referencia [1]. Las medidas de este factor de dispersión en aire se realizan habitualmente con una cámara de ionización cubierta de una caperuza de equilibrio de espesor tal que se alcance el equilibrio electrónico, debiendo quedar cubierta completamente la caperuza por el campo de radiación. Para campos pequeños este procedimiento no es aplicable. La necesidad de medir el S_c de un campo de 0.8*0.8 cm² para un nuevo sistema de planificación nos llevó a probar otro procedimiento de medida propuesto en la literatura, utilizando detectores de semiconductor con una lámina de cerrobend a modo de caperuza de equilibrio [2].

Material y métodos

Las medidas se efectuaron en un acelerador Synergy de Elekta con colimador Beam-Modulator para energía de fotones 6 MV y un tamaño de campo de 0.8*0.8 cm², con tamaño de campo de referencia de 10.4*10.4 cm² en el isocentro. Se usaron dos detectores de semiconductor de IBA Dosimetry: diodo PFD Photon (2 mm de área activa) y diodo SFD Stereotactic (0.6 mm de área activa). Electrómetro Unidos E 10008 de PTW. Distancia fuente-detector 100 cm. Se moldearon dos láminas de cerrobend circulares de igual diámetro que los detectores de semiconductor y espesor suficiente para alcanzar el equilibrio electrónico en las medidas [2]. Se tomaron seis medidas con cada tamaño de campo y para cada detector, conformando el tamaño de campo en cada medida para tener en cuenta la posible variación en la posición de las láminas. Los diodos se fijaron a un tablero fino de madera de forma que quedaban alejadas de potenciales fuentes de radiación dispersa, como la mesa del acelerador y el suelo de la sala.

Resultados y discusión

En estas medidas han de tenerse en cuenta varios efectos :

- Efecto del volumen del detector. Para un campo tan pequeño la dosis puede variar significativamente dentro del volumen efectivo del detector [3]. Cuanto menor sea el volumen del detector, menor será el efecto.
- El foco de radiación puede quedar parcialmente oculto por los colimadores, dada su escasa abertura [4]. Cuanto menor sea el volumen del detector, menor será el efecto.
- La falta de equilibrio electrónico lateral, imposible de conseguir con la lámina de cerrobend. El error introducido por este efecto es despreciable según [5].
- El posicionamiento del detector en el eje del campo de 0.8*0.8 cm² es muy crítico.
- Un material de número atómico alto, como es el caso del cerrobend, puede alterar el espectro del haz e introducir errores. Para la energía de 6 MV y campos pequeños éste efecto es despreciable [4].

La empresa del sistema de planificación nos informó que con cierta frecuencia los datos enviados por los usuarios para el campo de 0.8*0.8 no eran válidos, debiendo introducir ellos en el modelado del haz datos propios. El valor medio de S_c que obtuvimos con el diodo de fotones fue 0.860; con el diodo esterotáxico 0.876. Suministramos estos valores a la empresa del sistema de planificación y nos informaron que el valor más próximo a los datos que ellos manejan era el obtenido con las medidas del diodo esterotáxico, lo que concuerda con su menor volumen de medida efectivo.

Conclusiones

No existe una metodología precisa para la medida de factores de dispersión en aire de campos menores de un centímetro cuadrado. Según la literatura para conseguir el equilibrio electrónico en medidas con diodos se puede emplear una lámina de material atómico alto, con las dimensiones del detector y espesor suficiente para conseguir el equilibrio electrónico en profundidad. Su realización con cerrobend nos resultó sencilla. De los detectores utilizados el más exacto fue el diodo SFD Stereotactic, debido a su menor volumen efectivo de medida.

Bibliografía

- [1] F.Khan, The Physics of Radiation Therapy, 2nd ed. (Williams&Wilkins,Baltimore,MD,1994).
- [2] L.Weber, P.Nilsson and Anders Ahnesjö, “ Build-up cap materials for measurement of photon head- scatter factors”, Phys.Med.Biol. 42 , 1875-1886 (1997)
- [3] C. McKerracher and D.I. Thwaites, “Headscatter factors for small MV photon fields. Part II: the effects of source size and detector”, Radiother.Oncol. 85, 286-291(2007)
- [4] T.C.Zhu, A. Ahnesjö, K.L.Lam, X. Allen Li, Chang-Ming Charlie Ma, J.R. Palta, M.B. Sharpe, B. Thomadsen, Ramesh C. Tailor, “ Report of AAPM Therapy Physics Committee Task Group 74: In air output ratio, Sc, for megavoltage photon beams”, Med.Phys. 36 5261-5291 (2009)
- [5] X.Allen Li, M. Soubra, J.Szanto, and L.H.Gerig, “ Lateral electron equilibrium and electron contamination in measurements of head-scatter factors using miniphantoms and brass caps”, Med.Phys. 22, 1167-1170(1995)

CM2 PROPUESTA DE MODELO DE ASIGNACIÓN DE DOSIS MEDIANTE DOSIMETRÍA DE ÁREA EN LABORATORIOS DE INVESTIGACIÓN DE FUENTES NO ENCAPSULADAS

Raya Hidalgo P¹, Gálvez Delgado M¹ y Vaquero Abellán M²

¹Universidad de Córdoba. Servicio de Protección Radiológica, Facultad de Medicina. Córdoba.

²Universidad de Córdoba. Dirección General de Prevención y Protección Ambiental. Córdoba.

Correspondencia: praya@uco.es; spr@uco.es

Palabras clave: dosimetría, laboratorio de investigación, clasificación del personal.

Introducción y objetivos

La condición de trabajador expuesto a radiaciones ionizantes en categorías A y B, exige estar sometido a un sistema de vigilancia dosimétrica que garantice que las dosis recibidas son compatibles con su clasificación. El objetivo de este proyecto es realizar una propuesta de clasificación del personal de los laboratorios de investigación y docencia pertenecientes a las instalaciones radiactivas (IRA's) de fuentes no encapsuladas y establecer un nuevo procedimiento de asignación de dosis personal.

Material y métodos

Se seleccionan dos laboratorios de las IRA's en los que se trabaja con fuentes no encapsuladas, emisores beta y/o gamma en concreto: H3, I125, C14, S35, P32, P33, Cr51, Fe55y W185. Los instrumentos de medida utilizados han sido:

- Monitores de radiación.
- Dosímetros de termoluminiscencia (TLD). Cada laboratorio posee un monitor de radiación de área con sonda externa en continuo.

El método empleado para determinar la dosis recibida por cada trabajador en cada uno de los laboratorios es el siguiente: Se colocan de forma fija en las siguientes zonas dosímetros TLD de solapa.

- Zona de manipulación / zona de marcaje.
- Campana de gases.
- Zona de almacenamiento temporal de residuos.
- Puntos aleatorios del laboratorio (dependiendo de las dimensiones un punto más o cuatro).

La recogida de datos se prolonga durante ocho meses por cada laboratorio. Se sustituyen los dosímetros de forma mensual para su lectura por un centro lector de dosimetría autorizado.

Resultados y discusión

Los resultados obtenidos muestran dosis acumuladas inferiores a los niveles de registro establecidos por el CSN y se recogen en los historiales dosimétricos como fondo radiactivo. Debido a éstos se propone modificar el procedimiento de "Clasificación del Personal con Riesgo Radiológico".

Conclusiones

La clasificación del personal como categoría B dentro de los laboratorios de las IRA's no se vería afectada, puesto que las instalaciones son de segunda categoría pero los procedimientos de asignación de dosímetros y de dosis pueden sufrir modificaciones en base a los datos aportados por nuestro estudio. En concreto se propondrá retirar los dosímetros TLD a los trabajadores de estos laboratorios y emplear la vigilancia de área en continuo para asignar la dosis en posibles situaciones excepcionales.

CÁLCULO DE LA DISTRIBUCIÓN DE DOSIS EN EL PACIENTE PARA LA VERIFICACIÓN DE PLANES DE RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA

Pérez Moreno JM, Zucca Aparicio D, García Ruiz-Zorrilla J, Fernández Letón JP y Miñambres Moro A

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Madrid Sanchinarro – Grupo Hospital de Madrid. Madrid.

Correspondencia: jmperez@hospitaldemadrid.com

Palabras clave: IMRT, EPID, verificación pretratamiento, dosis en paciente.

Introducción y objetivos

La precisión en la impartición de tratamientos de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) depende, entre otras cosas, de la correcta administración de la secuencia de irradiación calculada en el sistema de planificación. En los últimos años los dispositivos electrónicos de imagen portal (EPD's) se han mostrado como una herramienta útil para la medida de distribuciones de dosis con alta resolución. Se ha desarrollado un algoritmo para calcular la distribución de dosis en la anatomía del paciente, utilizando el EPID del acelerador como equipo de medida. De esta forma se puede cambiar los criterios de aceptación en las verificaciones dosimétricas pretratamiento de IMRT, desde los basados en evaluación de índice gamma a otros basados en la evaluación de la distribución de dosis en el paciente.

Material y métodos

Se ha utilizado un acelerador Oncor Expression equipado con EPID Optivue 1000S y colimador multilámina (CML) de 160 láminas. Se ha calibrado dosimétricamente el EPID para fotones de 6 MV siguiendo el procedimiento descrito por Pérez et al [1]. Esta calibración permite obtener para cada campo de tratamiento una distribución de dosis en maniquí equivalente a agua a una distancia fuente superficie (DFS) de 95 cm y 5 cm de profundidad. Esta distribución de dosis es comparada con la calculada por el sistema de planificación (TPS) en idénticas condiciones. La diferencia entre ambas se utiliza para corregir la distribución de dosis calculada por el TPS para cada campo de tratamiento sobre el paciente utilizando la ecuación:

$$D_{meas}(x,y,z) = D_{calc}(x,y,z) + [D_{5cm,EPID}(u,v) - D_{5cm,TPS}(u,v)] * TPR_{Dn,5}(fs) * PDD_{fs}(SSD,d)$$

$D_n = 100 - SSD$ profundidad del punto (x,y,z) contenido en el plano definido por el isocentro y la dirección del haz

$D_{calc}(x,y,z)$ dosis calculada por el TPS en el paciente

$D_{5cm,EPID}(u,v)$: dosis medida con el EPID en agua a DFS 95 cm y 5cm de profundidad

$D_{5cm,TPS}(u,v)$ dosis calculada por el TPS en agua a DFS 95 cm y 5 cm de profundidad

fs: tamaño promedio del campo cuadrado equivalente de los segmentos de cada haz.

$TPR_{Dn,5}(fs)$: TPR normalizado a 5 cm de profundidad para el tamaño de campo fs a la profundidad D_n

$PDD_{fs}(SSD,d)$: PDD del punto (x,y,z) ubicado a profundidad d en el paciente, normalizado a la profundidad D_n para el tamaño de campo fs.

(u,v): proyección del punto del paciente (x,y,z) sobre el plano definido por el isocentro y la dirección del haz de tratamiento.

$$PDD_{fs}(d, SSD) \text{ se calcula como } PDD_{fs}(SSD, d) = \frac{PDD_{fs}(90,d) \times \left(\frac{90+d}{SSD+d}\right)^2}{PDD_{fs}(90,D_n) \times \left(\frac{90+D_n}{SSD+D_n}\right)^2}$$

Siendo $PDD_{fs}(SSD,90)$ el PDD para el campo cuadrado equivalente de tamaño fs, medida a DFS 90 cm y normalizado a 10 cm de profundidad. La exactitud y precisión del algoritmo de corrección se han estimado simulando una medida en el TPS, en lugar de realizar una medida con el EPID. Para ello se ha modificado el plan de tratamiento del planificador, alterando la dosis por campo, eliminando segmentos, cambiando la transmisión ó alterando los parámetros geométricos de irradiación (intercambio de haces de radiación con diferentes ángulos de brazo y cambio del ángulo de colimador). Se ha comparado las diferencias dosimétricas evaluadas por el algoritmo descrito y por el TPS para los planes modificados generados. De esta manera se eliminan diferencias que puedan ser debidas imprecisiones del modelado del haz de radiación o a la reproducibilidad de la unidad de radiación.

Resultados y discusión

En la tabla se muestran los cambios dosimétricos en los parámetros evaluados en un caso de cabeza y cuello. El plan original ha sido modificado eliminando un tercio de los segmentos del plan manteniendo la dosis por haz, simulando un error de transmisión de información; además, se ha superpuesto un campo rectangular a cada haz con pocas UM simulando un error en la transmisión del CML modelada y un hemicampo rectangular simulando un cambio en la simetría del haz de radiación. Otro tipo de modificaciones se han llevado a cabo en otras localizaciones, con diferencias entre cálculo del TPS y del algoritmo descrito similares a las mostradas. La incertidumbre de nuestro algoritmo de corrección se ha estimado en torno a un 0,5-1% para el valor de dosis absorbida en un punto y de 1-2% para el volumen cubierto por una isodosis dada. Estos valores son válidos para puntos a una distancia menor de 10 cm del isocentro, cuando los cambios en los planes suponen diferencias similares a observadas entre medida y cálculo en maniquí en nuestro departamento. Estos valores aumentan cuando los errores inducidos son mucho mayores, como los debidos a errores de irradiación. Considerando las aproximaciones empleadas en el algoritmo de corrección, la incertidumbre estimada es de un 8-10% del valor de las diferencias de dosis entre medida y cálculo en el maniquí. Es decir, una diferencia de dosis de un 10% entre medida y cálculo supone una incertidumbre de un 1% de la dosis corregida en el paciente. En el caso de grandes cambios de la medida respecto a la planificación, como intercambiar el ángulo de brazo de dos haces o girar 90° el colimador de un campo, las desviaciones del algoritmo de corrección respecto al TPS han sido de $2.6 \pm 3.5\%$ ($k=1$) para los parámetros evaluados. La máxima desviación TPS- corrección observada ha sido de un 15% en el volumen cubierto por la isodosis de prescripción para un PTV. No obstante, el cambio de la medida respecto al plan inicial de tratamiento sería lo suficientemente grande como para inducir una investigación a fondo.

Volumen	Parámetro	TPS	Algoritmo	Diferencia
PTV	D mean	0.7%	0.6%	-0.1%
PTV	D max	4.3%	5.5%	1.2%
PTV	V95	-7.1%	-12.2%	-5.1%
PTV	V110	9.3%	12.8%	3.5%
Médula	D max	5.8%	6.9%	1.0%
Parótida izq	D mean	2.9%	3.2%	0.3%
Parótida izq	D max	-2.5%	-3.6%	-1.1%
Parótida izq	V30	1.4%	1.7%	0.3%
Parótida dcha	D mean	5.8%	7.0%	1.2%
Parótida dcha	D max	2.8%	3.8%	1.0%
Parótida dcha	V30	3.4%	4.7%	1.3%
Tiroides	D max	-4.0%	-6.3%	-2.3%
Cav oral	D mean	1.6%	2.2%	0.6%
Cav oral	V40	1.2%	1.6%	0.4%

Conclusiones

Se ha desarrollado un algoritmo para corregir la dosis calculada en el paciente por el TPS empleando un EPID calibrado para medida de dosis. De esta forma se puede evaluar los planes de IMRT considerando parámetros clínicos usados para la aceptación de una dosimetría clínica. El algoritmo de corrección propuesto permite calcular la distribución de dosis en el paciente con una incertidumbre estimada de un 1%, a sumar a la incertidumbre de cálculo del propio TPS.

Bibliografía

- [1] Pérez JM, Fernández JP, Zucca D. Caracterización de un sistema de imagen portal basado en silicio amorfo para la medida de distribuciones de dosis absorbida. Rev Fis Med 2011;12(2):85-96.
- [2] F. M. Khan, "Dose Distribution and Scatter Analysis", in The Physics of Radiation Therapy, edited by W. M. Passano III, C. B. Levy (Williams & Wilkins, Baltimore, 1994), pp. 176-199.

ESTUDIO EXPERIMENTAL Y POR MONTE CARLO DE UN PROTOTIPO DE HODOSCOPIO DE FIBRAS ÓPTICAS PARA APLICACIONES DE ALTA RESOLUCIÓN

Granero D¹, Blasco JM², Sanchís E³, González V³, Martín JD³, Ballester¹ F y Sanchís E²

¹ERESA Hospital General Universitario. Servicio de Radiofísica.Valencia.

²Departament de Fisioteràpia, Facultat de Fisioteràpia, Universitat de València Valencia.

³Departament d'Enginyeria Electrònica, Escola Tècnica Superior d'Enginyeria. Universitat de València. Burjassot. Valencia.

⁴Departament de Física Atòmica, Molecular y Nuclear. Universitat de València, Burjassot. Valencia.

Correspondencia: granero@gmail.com

Palabras clave: Protonterapia, Monte Carlo, hodoscopio, fibras ópticas.

Introducción y objetivos

En aplicaciones que requieren de una alta precisión en el posicionamiento del haz de radiación, como por ejemplo la hadronterapia, es fundamental el conocimiento preciso de la posición del haz en cada momento. Una posible forma de conocer la posición del haz es mediante la superposición de dos planos de fibras ópticas sensibles a la radiación ortogonales entre si que nos proporcionen lecturas independientes de la posición del haz. El propósito de este trabajo es doble, por una parte se quiere probar la respuesta de un sistema compuesto de 21 fibras centelladoras a la radiación y de su electrónica como prueba de la validez del sistema. Para ello se ha irradiado el sistema de prueba con una fuente de verificación de Sr-90 [1, 2]. Además, se han realizado simulaciones Monte Carlo del sistema comparando los resultados de las simulaciones con los obtenidos experimentalmente [3]. Por otra parte se ha realizado una aproximación al comportamiento de un hodoscopio compuesto por 100 fibras centelladoras, transversales entre si, en protonterapia, mediante la realización de diversas simulaciones Monte Carlo.

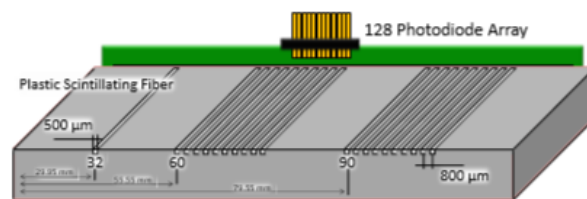


Fig. 1. Sistema de prueba de fibras ópticas.

Material y métodos

En este estudio se ha utilizado un prototipo [1-3] compuesto de 21 fibras centelleadoras de sección cuadrada y tipo SCSF-38 de Kuraray [4], desarrollado en el IN2P3 (Palaiseu, Francia)[5]. Estas fibras son sensibles a la radiación y emiten luz que es recogida por una matriz de 128 fotodiodos y la señal de éstos es tratada por la electrónica asociada que se ha desarrollado. Una vez probado el sistema mediante la irradiación con una fuente plana de Sr-90 colocada sobre diferentes fibras se ha usado el código Monte Carlo Geant4 repitiéndose las pruebas realizadas con la fuente de Sr-90 y el sistema de prueba para realizar una comparación. Con el método de Monte Carlo se ha comparado la respuesta de la fibra a la energía de los protones incidentes usando unas energías típicas de 100, 150 y 200 MeV. También se ha comparado la respuesta de la fibra a la posición de incidencia del haz de protones en la fibra, haciendo que el haz incida en tres posiciones distintas sobre ésta. Finalmente se ha obtenido con el método de Monte Carlo la respuesta de un haz de 100 fibras a la radiación incidente de un haz pincel de protones comparando la respuesta en cada fibra.

Resultados y discusión

El número de fotones generado en las fibras en el sistema de prueba después de la irradiación con la fuente de Sr-90 fue suficientemente grande como para ser leído por la electrónica del sistema. La comparación de estos resultados experimentales con los obtenidos con el método de Monte Carlo arroja diferencias apreciables, debido probablemente a la simplicidad en cuanto a definición de la geometría del problema en las simulaciones realizadas. Las simulaciones muestran que la emisión de luz por la fibra depende de la posición de incidencia del haz incidente en la fibra. Además la cantidad de luz emitida y por tanto la sensibilidad y la respuesta del sistema depende de la energía siendo mayor la respuesta para un haz de protones de 100 MeV que para un haz de 200 MeV. Se ha verificado que colocando dos planos de fibras transversales entre si se puede conocer con buena precisión la posición (x,y) de incidencia del haz de protones.

Conclusiones

En este estudio se ha comprobado la utilidad de un sistema de fibras ópticas para su uso como hodoscopio en aplicaciones que requieren de alta resolución espacial como por ejemplo la protonterapia. Se han realizado varios experimentos con un sistema de prueba y varias simulaciones Monte Carlo destinadas a conocer en primera aproximación el comportamiento global del sistema al paso de la radiación a través de él obteniendo resultados útiles para un futuro desarrollo del sistema de detección y posicionamiento.

Bibliografía

- [1] E. Sanchis, F. Carrió, V. González, J. Torres, C. Marín, M. Chollet, Haguenuer and P. Pollieux, "Evaluation of a commercial APD array for a readout detector in a hadrontherapy beam characterization application," in Proc. MIC/NSS Conference, Knoxville, 2010.
- [2] F. Carrió, V. González, E. Sanchis and J. M. Blasco, "Evaluation of a commercial PhotoDiode array for radiation detectors readout," The Open Optical Journal, Special issue on new optoelectronics, vol. V, pp. 62-65, 2011.
- [3] JM Blasco, E Sanchis, D Granero, V González, J.D Martín, F.J Egea, D. Barrientos, "Study and Simulation of the read-out electronics design for a high resolution hodoscopy for beam positioning", in Proc. MIC/NSS Conference, Anaheim, 2012.
- [4] Kuraray_Co., "Kuraray Scintillation Materials," <http://www.kuraray.com>, last access Jan 2013.
- [5] Institute National de Physique Nucléaire et Physique des Particules. <http://www.in2p3.fr/>

DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ALGORITMO DE CORRECCIÓN DE LA RETRODISPERSIÓN PARA SISTEMAS DE DOSIMETRÍA PORTAL

Vicent Granado D, Carrasco Herrera MA, Sanchez Carmona G y Herrador Córdoba M

UGC Radiofísica. Hospital Universitario Virgen del Rocío/UGC Radiofísica. Sevilla.
Correspondencia: vicentgranado@gmail.com

Palabras clave: Dosimetría portal, EPID

Introducción y objetivos

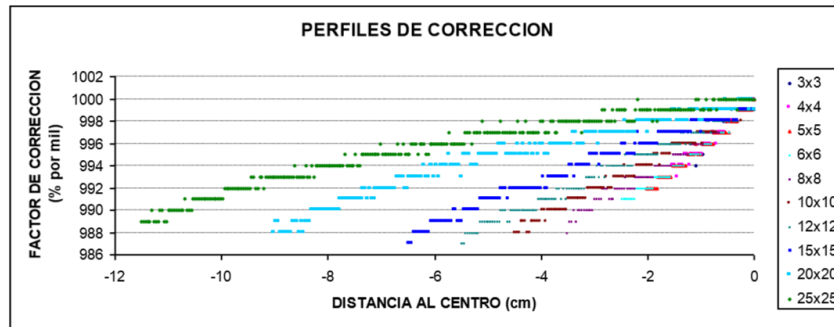
El uso de los sistemas de imagen portal de silicio amorfo (EPID) para dosimetría está cada vez más extendido. Este tipo de dispositivos están condicionados por la retrodispersión que sufre el EPID debido a la componente electrónica y mecánica del sistema que lo integra. Esta retrodispersión depende del tamaño de campo y de la localización en el EPID. Es mucho más acusada en la dirección inline, correspondiente a la dirección gantry-target. La mayoría de los sistemas comerciales portales no corrigen bien este efecto y la dosimetría se ve en algunos casos comprometida. El objetivo de este trabajo es desarrollar e implementar una corrección para la retrodispersión basada en la utilización de una serie de matrices de corrección.

Material y métodos

Las imágenes portales fueron adquiridas con un EPID modelo aSi1000 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) con dimensiones 30x40 cm² y un tamaño de pixel de 0.39 mm. Se obtuvieron imágenes a distancia fuente superficie de 100 cm de campos abiertos 3x3, 4x4, 5x5, 6x6, 8x8, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 25x25 y 28x28 irradiados en un Varian Rapid Arc DHX equipado con un Millenium 120-leaf colimador, con energía de 6MV. Estas imágenes fueron adquiridas mediante el software Portal Dosimetry (10.0) y exportadas después para su análisis en un software propio realizado en Matlab (versión 7.6.0). El software Portal Dosimetry realiza una corrección basada en un hemiperfil del tamaño de campo máximo, esta corrección provoca que para campos más pequeños se produzca una sobrecorrección al no estar presente la retrodispersión del campo máximo, resultando en una subdosificación de la zona más cercana al gantry y una sobredosificación en la zona del target. Cada una de las imágenes obtenidas con el Portal Dosimetry se han dividido en 4 cuadrantes, y el cuadrante inferior-derecho se ha duplicado especularmente al inferior izquierdo y después se ha duplicado la parte inferior en la superior. Este cuadrante corresponde a la zona menos afectado por la retrodispersión. Las matrices de corrección se han obtenido calculando el porcentaje de dosis necesario para convertir un pixel de la matriz original en el pixel de la matriz simétrica. Para comprobar la validez del método, en una primera fase, se han comparado los perfiles de los campos obtenidos con una cuba de agua medidos a SSD=100 cm y profundidad de 0.8 cm con los obtenidos con las imágenes corregidas tras la aplicación de las matrices de corrección, obtenidas multiplicando la imagen original por la matriz de corrección. En una segunda fase, se han comparado perfiles de tratamientos de arcoterapia Rapid Arc con y sin corrección con la imagen de verificación del Portal Dosimetry. En este último caso las matrices de corrección que se han aplicado son las correspondientes al tamaño de campo definido por las mandíbulas.

Resultados y discusión

El análisis de los perfiles de las matrices de corrección obtenidas muestran una dependencia con el tamaño de campo, siendo la corrección lineal para campos pequeños y ajustándose mejor a polinomios de grado 4 para tamaños más grandes. La corrección realizada puede llegar a ser de un 2% para campos grandes y puntos alejados del centro. La comparación de perfiles medidos en agua y los obtenidos en las imágenes portales con y sin corrección muestran en todos los casos una mejora en el perfil de la imagen. Para 28x28 (La gamma 2%-2 mm pasa del 95% al 100%), para 25x25 (La gamma 1%-1mm pasa del 80% al 80.8%), para 20x20 (La gamma 1%-1 mm pasa del 77.6% al 100%), para 15x15 (La gamma 2%-2mm pasa del 98,6% al 100%), para 10x10 (La gamma 1%-1mm pasa del 75.5% al 94.4%), para 5x5 (La gamma 1%,-1mm pasa del 90.5% al 92%). Para el tratamiento de Rapid Arc de ejemplo, la gamma 3%-3 mm de comparación entre el planificador y la imagen portal pasa de 94.9% sin aplicar la corrección a 97.4 cuando aplicamos la corrección.



Conclusiones

Se ha verificado la utilidad del método de corrección de retrodispersión para la imagen portal tanto a través de los perfiles medidos en agua como para un tratamiento real de Rapid Arc.

Bibliografía

A field size specific backscatter correction algorithm for accurate EPID dosimetry. S. Berry, C.S. Polvorosa and Cheng-Shie Wu. Med. Phys. 37 (6), June 2010

EVALUACIÓN DE DOSIS A PIEL POR CONTAMINACIÓN SUPERFICIAL EN LA FÁBRICA DE ELEMENTOS COMBUSTIBLES DE JUZBADO

Ortiz Trujillo D, Agustín Pérez Fonseca A y Alejandro Fuentes A

ENUSA/PRJ. Juzbado. Salamanca.
Correspondencia: dot@fab.enusa.es

Palabras clave: Dosis, piel, Varskin, contaminación, superficial

Introducción y objetivos

Dentro de la fábrica de elementos combustibles de Juzbado se manejan materiales no encapsulados durante la etapa de fabricación de pastillas con polvo de Uranio enriquecido que posteriormente conforman los elementos. Debido a ello existe la posibilidad de sufrir una contaminación en piel que suponga riesgo de irradiación externa para el sujeto afectado, por lo que debe existir una metodología para la evaluación de esta dosis. El objetivo de este trabajo es fijar previamente una metodología de cálculo sencilla aplicable a las condiciones de contorno que rodean el entorno donde pudiera haberse producido la contaminación en piel de forma que se pueda evaluar de una manera sencilla y rápida la dosis que el trabajador está recibiendo mientras perdure esa contaminación.

Material y métodos

En la realización de los cálculos se ha utilizado el código de cálculo Varskin en su compilación 2. Para los datos utilizados referentes a las emisiones de cada radioisótopo se ha utilizado la base de datos propia del programa Varskin y los datos publicados por el Laboratoire National Henry Becquerel.

Resultados y discusión

Teniendo en cuenta el tipo de material utilizado en la fábrica, las características de sus emisiones y las circunstancias que podrían presentarse respecto a la forma de contaminación y su detección, se han evaluado 4 parámetros que pueden tener influencia en la dosis impartida sobre la superficie afectada.

1. Variación del espesor de la capa superficial de contaminación.
2. Variación en la densidad del material depositado sobre la piel.
3. Variación en el enriquecimiento del material depositado sobre la piel.
4. Variación el tamaño de la superficie en la que se reparte la contaminación detectada.

Conclusiones

A la vista de los resultados obtenidos se observa una dependencia mínima con la densidad y espesor de la contaminación y mayor variación respecto al enriquecimiento, y superficie afectada. Con esto, para hacer la evaluación de dosis se usará un factor de conversión por contaminación superficial en piel de $1.45E-4$ mSv/h por Bq de actividad alfa total medida.

Bibliografía

-[1] Pacific Northwest Laboratory. VARSKIN MOD2 and SADDE MOD2: Computer Codes for Assessing Skin Dose from Skin Contamination.

VALIDACIÓN DE LA TÉCNICA DE FOSFORIMETRÍA CINÉTICA INDUCIDA POR LÁSER PARA LA DETERMINACIÓN DE LA CONCENTRACIÓN DE URANIO EN ORINA

Hernández C, Sierra I, Benito P y López C

Laboratorio de Bioeliminación. Servicio de Dosimetría de Radiaciones. Departamento de Medio Ambiente. CIEMAT. Madrid.

Correspondencia: carolina.hernandez@ciemat.es

Palabras clave: Dosimetría interna, Medida In-vitro, Fosforimetría Cinética Inducida por Láser (KPA), Validación de métodos, Calidad.

Introducción y objetivos

El Servicio de Dosimetría de Radiaciones del CIEMAT (SDR) está acreditado en base a la norma ISO/IEC 17025[1] para la realización de ensayos de medida de dosis de radiación. Uno de los ensayos acreditados, que se realizan en el Laboratorio de Bioeliminación del SDR, es la determinación de uranio en orina mediante Fosforimetría Cinética Inducida por Láser (Kinetic Phosphorescence Analyser, KPA). Entre los requisitos técnicos de la norma 17025 destaca la necesidad de realizar la validación de los métodos de trabajo empleados en el laboratorio, obteniendo evidencias objetivas de que se cumplen los requisitos particulares para el uso específico de los mismos. En este trabajo se describe la metodología empleada para llevar a cabo la validación del método de determinación de uranio mediante la técnica de KPA en muestras de orina de trabajadores expuestos con riesgo de contaminación interna.

Material y métodos

La validación del método de determinación de uranio por KPA se realizó utilizando el equipo de medida KPA-11 (Chemcheck Instruments, INC), empleando tanto los datos existentes en el laboratorio para la realización de un estudio retrospectivo, como estableciendo ensayos específicos para completar y ampliar el procedimiento de validación del método.

El plan de validación se basó en la combinación de los siguientes procesos:

- Empleo de patrones certificados (realizados siempre por pesada) en los procesos de calibración y verificación del sistema de detección, así como en la preparación de muestras marcadas.
- Estudio de las curvas de calibrado existentes del equipo de fosforimetría y parámetros asociados inherentes al método de medida.
- Cálculo del límite de detección (LD) del método.
- Validación del ensayo: criterios de linealidad, precisión, exactitud, y robustez.
- Participación del laboratorio en ejercicios de intercomparación internacionales.

Resultados y discusión

Se llevó a cabo un estudio retrospectivo de las rectas de calibrado efectuadas durante un año, normalizando las ecuaciones con respecto a la intensidad de la referencia medida y se calcularon los valores de la pendiente y de la ordenada en el origen de las rectas normalizadas. Se analizó el parámetro estadístico t de Student y los valores medios de dichas variables para n-2 grados de libertad y un nivel de significación de 0,05. Los resultados mostraron un coeficiente de variación promedio < 5%, demostrando la robustez del procedimiento de calibración y medida empleado en el laboratorio. Todas las pendientes de las rectas de calibrado se encontraron dentro del intervalo delimitado por el valor medio $\pm 2\sigma$. Los ensayos específicos de laboratorio se realizaron por técnicos de laboratorio diferentes y por duplicado corroborando así la robustez del método de medida. Así, se calculó el límite de detección del equipo de medida preparando dos lotes de 2 muestras blancas con 20 ml de orina. Tras realizar el tratamiento de muestra descrito en los procedimientos del laboratorio, se midió 10 veces cada blanco[2]. El LD resultante, valor medio $+3\sigma$, fue 0,067 $\mu\text{g/l}$, estableciéndose con fines dosimétricos un LD = 0,10 $\mu\text{g/l}$. Para llevar a cabo el estudio de linealidad, precisión, exactitud y robustez del método se prepararon 16 muestras de orina de 20 ml cada una, marcadas con distintas concentraciones de uranio, y se midieron 5 veces cada una en los rangos LOW y/o HIGH del equipo: La linealidad del método está garantizada en todo el rango de concentración estudiado (1-15 $\mu\text{g/l}$) para ambos rangos de medida: $R^2 = 0,9998$ para la calibración HIGH y 0,9994 para LOW. La dispersión en los resultados obtenidos fue muy pequeña, con coeficientes de variación < 1% en la mayoría de los casos (sólo superiores en las concentraciones más altas, siendo < 2,6%), lo que indica la gran repetibilidad del método analítico estudiado. En el estudio de reproducibilidad se han obtenido coeficientes de variación entre el 1% (concentraciones altas) y el 4% (para la menor concentración), demostrando la reproducibilidad y robustez del método. La precisión, expresada mediante la dispersión relativa, debe ser $\leq 0,4$ según las normas ANSI N13.30[3] e ISO 28218[4]. En nuestro caso se obtuvo un valor < 0,04 para el caso más desfavorable (el de menor concentración), indicando que el método de determinación de uranio

natural por KPA utilizado en el laboratorio es un método muy preciso. Con respecto a la exactitud, para ejercicios de validación o en controles de calidad internos del laboratorio los valores del bias relativo deben estar entre -0,25 y +0,50[3,4]. En los ensayos realizados se obtuvieron valores entre -0,017 y -0,091, demostrando la gran exactitud del método. Asimismo, la validez del método ha sido demostrada en diversos ejercicios de intercomparación internacionales en los que participa el Laboratorio de Bioeliminación.

Conclusiones

El método de determinación de uranio en orina utilizado en el Laboratorio de Bioeliminación del CIEMAT está validado para su empleo en el campo de aplicación establecido. Dicha validación es fundamental para cumplir los requisitos técnicos de la norma ISO/IEC 17025.

Bibliografía

[1] UNE EN ISO/IEC 17025: 2005. Requisitos generales relativos a la competencia de los laboratorios de ensayo y calibración. [2] Chemchek Instruments, INC. Manual de Uso y Mantenimiento. Analizador de fosforescencia Cinética KPA-11. [3] ANSI N13.30:1996. Performance criteria for radiobioassay. [4] ISO 28218:2010. Radiation protection - Performance criteria for radiobioassay.

UN NUEVO MÉTODO PARA LA DOSIMETRÍA CON PELÍCULAS RADIOCRÓMICA

Méndez Carot I

Servicio de Física Médica, Institute of Oncology Ljubljana. Ljubljana. Eslovenia.
Correspondencia: nmendez@onko-i.si

Palabras clave: Películas radiocrómicas, calibración, dosimetría

Introducción y objetivos

Recientemente ha sido publicado un nuevo método para la dosimetría con películas radiocrómicas [1]. Este método introduce dos novedades: por una parte, la calibración de las películas está basada en una planificación o distribución de dosis de referencia y necesita de una única exposición; y por otra parte, la dosimetría multicanal consiste en el cálculo de la media ponderada de los tres canales, utilizando como pesos las inversas de las varianzas obtenidas en la calibración de cada canal. Los objetivos de este trabajo son: presentar este nuevo método y recapitular los resultados de la comparación entre la calibración basada en una planificación de referencia y la calibración obtenida a partir de la medida de fragmentos irradiados con distintos niveles de dosis [1], comparar la dosimetría multicanal basada en la media ponderada con la dosimetría descrita por Micke et al[2] (presente en el software FilmQAPro) y, por último, mostrar diferentes resultados obtenidos con el método propuesto en varias aplicaciones clínicas.

Material y métodos

La dosimetría basada en la media ponderada (MP) y la dosimetría descrita por Micke et al[2] y Mayer et al[3] (QAPro) fueron comparadas usando un conjunto de siete casos diferentes. Las distribuciones de dosis obtenidas con película radiocrómica fueron analizadas mediante el índice gamma 2D usando como referencia las distribuciones de dosis planificadas con el algoritmo AAA en un sistema de planificación (TPS) Eclipse 10.0. Los valores de tolerancia para el análisis fueron 4% de dosis y 3mm, excluyendo puntos con dosis inferior al 20% de la dosis máxima. Así mismo, el nuevo método propuesto fue aplicado en la medida de la dosis en el buildup para la irradiación de mama, en la comparación dosimétrica de los algoritmos Pencil Beam (PB) y Monte Carlo (MC) en iPlan TPS, y en la verificación del algoritmo Pencil Beam para electrones en XiO TPS.

Resultados y discusión

El número medio de puntos con $\gamma < 1$ fue del 77% con QAPro y del 97% con MP. El valor medio del índice gamma fue 0.68 con QAPro y 0.39 con MP. Una posible explicación a esta diferencia son las asunciones implícitas del sistema QAPro. Entre otros resultados, para la irradiación de mama, la isodosis del 95% de Dmax en el buildup fue hallada a 3mm de la superficie. En iPlan TPS, el número medio de puntos con $\gamma < 1$ fue del 52% con PB y del 91% con MC, para lesiones intracraneales, 5 arcos dinámicos y tolerancias de 3% 3mm (excluyendo dosis inferiores al 10% Dmax) en el cálculo del índice gamma. El algoritmo Pencil Beam para electrones en XiO TPS fue descartado para el uso clínico como resultado de la dosimetría con película.

Conclusiones

Recientemente ha sido publicado un nuevo método para la dosimetría con películas radiocrómicas [1]. Este método introduce dos novedades: por una parte, la calibración de las películas está basada en una planificación de referencia; y por otra parte, la dosimetría multicanal consiste en el cálculo de la media ponderada de los tres canales. La calibración basada en una planificación puede ser considerada como una alternativa a la calibración con fragmentos. Una alternativa, además, mucho más rápida y a la vez más robusta frente a inhomogeneidades en la respuesta de la película [1]. En este estudio, la dosimetría multicanal MP presentó mucha mayor concordancia (medida con el índice gamma 2D) con el TPS que la dosimetría QAPro. Esto puede ser debido a las asunciones implícitas del sistema QAPro, que en opinión del autor no son adecuadas y pueden conducir a elevadas incertidumbres en la medida de la dosis. El nuevo método propuesto ha sido adoptado en la rutina clínica de nuestro centro con resultados bastante satisfactorios.

Bibliografía

- [1] Gafchromic EBT2 film dosimetry in reflection mode with a novel plan-based calibration method. I. Mendez, V. Hartman, R. Hudej, A. Strojnik, and B. Casar, Med. Phys. 40, 011720 (2013)
- [2] Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction. Andre Micke, David F. Lewis, and Xiang Yu, Med. Phys. 38, 2523 (2011)
- [3] Enhanced dosimetry procedures and assessment for EBT2 radiochromic film. Rulon R. Mayer, Fuhwa Ma, Yu Chen, Rachel I. Miller, Arnaud Belard, James McDonough, and John J. O'Connell, Med. Phys. 39, 2147 (2012)

INFLUENCIA DE LA DEPENDENCIA ENERGÉTICA DE LAS PELÍCULAS GAFCHROMIC XR-RV3 EN LA MEDIDA DE DOSIS EN PIEL

Martínez Gómez LC, Gilarranz Moreno R, Rot San Juan MJ, Delgado Rodríguez JM, Adaimi Hernández P y Milanés Gaillet A

Servicio de Radiofísica Hospitalaria, Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid.
Correspondencia: lmartinezg.hdoc@salud.madrid.org

Palabras clave: Película radiocrómica, dosis en piel, dependencia energética

Introducción y objetivos

La dependencia energética de las películas radiocrómicas GafChromic XR- RV3 para dosimetría en el rango del radiodiagnóstico ha sido estudiada por diferentes autores[1]. La sensibilidad de estas películas en aire se incrementa hasta un 20% para haces entre 60 kVp y 120 kVp, lo que puede producir errores considerables en la asignación de dosis en piel en condiciones clínicas, con haces de calidad variable y retrodispersión, al utilizar una calibración realizada en un haz de referencia. En este trabajo se han evaluado estas incertidumbres comparando las dosis calculadas con las películas a partir de una calibración de referencia con las dosis medidas con cámara de ionización empleando haces en condiciones clínicas. Material y métodos: En primer lugar se ha procedido a la calibración de un lote de películas empleando un haz de referencia de 100 kVp / HVL = 4,0 mmAl ($\langle E \rangle = 50,8$ keV) en un equipo GE Verasim. Para la medida de la dosis se ha empleado un conjunto cámara/electrómetro Radcal 10X5-60/9015 calibrado en kerma en aire (dosis de aquí en adelante), $f_{cal} = 1,024 \pm 2,3\%$. Las películas, en recortes de tamaño 4 x 4 cm², se irradian con dosis crecientes desde 100 mGy hasta 5 Gy, reservando una para la medida del fondo. Se irradian por el lado blanco, lo que aumenta la sensibilidad. Las películas se irradian en bloques de tres superpuestas, para reducir el número de disparos (factor de transmisión $f_{tr} = 0,985$). Para la lectura de las películas se ha empleado un escáner Microtek ScanMaker 9800 XL. Se emplea el software de lectura SilverFast Ai v6.2.1r8 en modo HDR (High Dynamic Range) en escala de grises de 16 bits y resolución 72 dpi. Las películas se sitúan en el centro del escáner. Se genera una imagen TIFF que se lee con imageJ. El valor de la señal en cada película se obtiene como la diferencia entre el valor medio de píxel (ROI cuadrada de lado 2 cm) de la película de fondo y de la película correspondiente. Los valores de señal, S, frente a dosis, D, se han ajustado a un modelo de saturación de la forma $S = a \cdot D / (D + b)$. Para irradiar las películas en condiciones clínicas se utiliza un equipo SIEMENS Artis Zeego empleado para radiología vascular. Se simulan diferentes espesores de paciente mediante diferentes combinaciones de placas de cobre y aluminio. Estos espesores producen haces de entrada de diferente calidad debido a la combinación de kVp y filtración de Cu seleccionada por el equipo de forma automática (ver tabla; las energías promedio y los HVL corresponden al haz sin retrodispersión y se han evaluado con el Report 78 Spectrum Processor, 1997). Para la medida de la dosis a la entrada se coloca la cámara Radcal 10X5-60 y un recorte de película 4 x 4 cm² a la entrada del haz en el maniquí. Se realizan diferentes series hasta conseguir las dosis de entrada deseadas. Con el protocolo de lectura referido más arriba se leen las películas y se les asigna dosis mediante la calibración para el haz de referencia. Esta dosis calculada es comparada con la dosis medida por la cámara de ionización.

Maniquí	kVp	Filtración añadida	$\langle E \rangle$	HVL
1,3 mmCu	67,4	0,1 mmCu	42,9 keV	3,72 mmAl
1,3 mmCu + 21 mmAl	77,0	0,1 mmCu	46,9 keV	4,30 mmAl
2,6 mmCu	81,3	0,1 mmCu	48,5 keV	4,54 mmAl
2,6 mmCu + 21 mmAl	85,4	0,0 mmCu	45,2 keV	3,09 mmAl

Resultados y discusión

La calibración arroja los valores $a = 16667 (\pm 0,7\%)$, $b = 467 (\pm 4,6\%)$ mGy. El promedio del valor absoluto de las diferencias observadas entre las dosis medidas y las calculadas es del 7%. No se ha encontrado relación entre estas diferencias y la energía media de los haces incidentes. La mayor parte de estas diferencias son atribuibles a incertidumbre por calibración (del orden del 5%) y no a dependencia energética.

Conclusiones

El empleo de un haz de 100 kVp / HVL = 4,0 mmAl como haz de referencia para la obtención de una curva de calibración dosis-respuesta de películas radiocrómicas XR-RV3 es adecuado para la medida de dosis en piel en procedimientos intervencionistas con haces filtrados con cobre.

Bibliografía

[1] Bradley P. McCabe, Michael A. Speidel, Tina L. Pike and Michael S. Van Lysel. Calibration of GafChromic XR-RV3 radiochromic film for skin dose measurement using standardized x-ray spectra and a commercial flatbed scanner. Med. Phys. 38 (4) 1919-1930, 2011

DESARROLLO DE UN SISTEMA DE DOSIMETRIA CON ALANINA EN LA UNIVERSIDAD DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Gago Arias MA*, Gómez Rodríguez F, González Castaño DM, Peteiro Vilaseco E y Lodeiro Remesar C

¹Grupo de Investigación en Radiofísica. Universidad de Santiago de Compostela. Facultad de Física. Santiago de Compostela, A Coruña.

²Laboratorio de Radiofísica, Red de Infraestructuras de Apoyo a la Investigación y al Desarrollo Tecnológico. Universidad de Santiago de Compostela. Santiago de Compostela. A Coruña.

³Unidad de Resonancia Paramagnética Electrónica, Red de Infraestructuras de Apoyo a la Investigación y al Desarrollo Tecnológico. Universidad de Santiago de Compostela. Santiago de Compostela. A Coruña.

Correspondencia: araceli.gago@usc.es

Palabras clave: Dosimetría física, Radioterapia, Alanina

Introducción y objetivos

Las propiedades del transporte de radiación en la alanina, uno de los aminoácidos que forman las proteínas de los seres vivos, hacen de esta sustancia un dosímetro ideal para la medida de radiación en radioterapia y otras aplicaciones industriales. Así, la dosimetría con alanina y lectura en Resonancia Paramagnética Electrónica (RPE) es un método utilizado como estándar secundario por diversas instituciones de metrología: NPL en Inglaterra, NIST en Estados Unidos, PTB en Alemania, etc. La concentración de radicales producidos en la alanina ante la incidencia de radiación ionizante es función lineal de la dosis absorbida en agua en el intervalo de 1 a 104 Gy. Estos radicales pueden ser medidos mediante espectroscopía RPE, registrando una intensidad de señal proporcional al número total de radicales en la muestra y por tanto a la dosis absorbida en agua [1]. La estabilidad de los radicales, unusualmente elevada comparado con la de otras sustancias orgánicas, y la no destructividad de la señal durante el proceso de medida en RPE permite la realización de estudios acumulativos en tratamientos, control de calidad o auditorías de radioterapia. Por otro lado, el pequeño tamaño de los dosímetros de alanina, volumen activo de 0,24 cm³, permite su utilización para la medida en campos de radiación pequeños y campos denominados no estándar, cada vez más presentes en la práctica clínica (IMRT y técnicas especiales como CyberKnife o Tomoterapia) [2]. Este trabajo presenta los estudios realizados para la calibración, en dosis absorbida en agua, de la señal de RPE de dosímetros de alanina, paso necesario para la puesta en marcha de un servicio de dosimetría con alanina, trazado al patrón secundario del Laboratorio de Radiofísica (RPL), y ligado al Servicio de Resonancia Paramagnética de la Universidad de Santiago de Compostela (USC).

Material y métodos

Los dosímetros utilizados en este trabajo son los manufacturados por Harwell Dosimeters, alanina L- α policristalina encapsulada en pastillas cilíndricas selladas con parafina, con 5 mm de diámetro, 2.5 mm de alto y una masa de 60 ± 0.3 mg dentro de un lote ($k=1$). Para la construcción de la curva de calibración se realizó una campaña de irradiación en calidad de ⁶⁰Co y condiciones de referencia en el Theratron 780 del LR de la USC. Las irradiaciones se realizaron en cuba de agua colocando, en cada medida, tres pastillas de alanina en un contenedor de Perspex. Un total de 21 pastillas fueron irradiadas avarcando 7 niveles de dosis entre 10 y 90 Gy. La EPR con que se realizó la lectura de señal de la alanina es un Bruker EPR-EMX-ER073 banda X. Dada la sensibilidad del espectrómetro al posicionado de la muestra en la cavidad, un sistema específico de posicionado fue desarrollado utilizando una bancada motorizada de precisión micrométrica. A continuación se realizó un estudio para la optimización de los parámetros del espectrómetro con el objetivo de maximizar la relación señal-ruido (RSR) de las muestras y asegurar la estabilidad del espectrómetro. Los parámetros estudiados incluyeron tiempo de integración, potencia de microondas, amplitud de modulación de la señal, ganancia y un estudio de la isotropía de la señal.

Resultados y discusión

La dosis depositada en los dosímetros durante la irradiación en Co se midió, con una cámara de ionización PTW TM30013 trazada al patrón primario del PTB (Alemania), con una incertidumbre global asociada de un 0.7% ($k=2$). La optimización de parámetros de EPR permitió una mejora en la RSR de los dosímetros de un factor 8 con respecto a la señal obtenida con parámetros utilizados habitualmente en otras aplicaciones de EPR. Para la construcción de la curva de calibración, la señal de fondo presente en los pellets sin irradiar fue modelizada para su posterior substracción de la señal de los dosímetros irradiados. La intensidad de señal se cuantificó de dos modos: 1. Tomando la amplitud pico-pico de la intensidad de señal y 2. Calculando el factor de proporcionalidad que debe ser aplicado a la señal de cada dosímetro para ajustarla a una señal de referencia obtenida de un pellet irradiado a un valor de dosis elevado (90 Gy)[3]. Con este análisis, la desviación estandar relativa en la señal de EPR de los pellets irradiados entre 10 y 60 Gy varió, en función de la dosis, entre un 0,9% y un 0.3% con el primer método de cuantificación, y entre 0,6 y un 0.25% con el método 2. La curva de calibración, obtenida mediante un ajuste lineal ponderado con incertidumbre en ambos ejes, arrojó resultados muy similares con los dos métodos de cuantificación de la señal, ver Figura 1,

aunque la mayor incertidumbre asociada a la intensidad pico-pico de la señal nos hace descartar este método. La calibración realizada permite la medida de dosis absorbida en agua mediante dosimetría de alanina con una incertidumbre global que varía entre un 2.8% a 10 Gy y un 1.2% para valores de dosis iguales o superiores a 50 Gy ($k=2$).

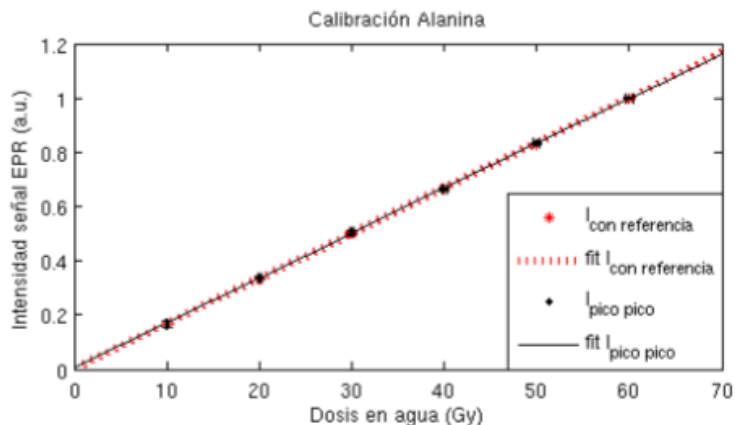


Figura 1: Curva de calibración obtenida mediante los métodos 1 (asteriscos) y 2 (puntos) de cuantificación de señal RPE de los dosímetros de alanina.

Conclusiones

La metodología seguida en este trabajo ha permitido establecer un sistema para la medida de dosis en agua con dosímetros de alanina ligado al RPL y al servicio de EPR de la Universidad de Santiago de Compostela. El control de temperatura en el circuito de refrigeración del espectrómetro se ha revelado como un factor crítico para la estabilidad de este instrumento. La construcción de un circuito de agua cerrado para la refrigeración del espectrómetro a temperatura constante permitirá mejorar la repetibilidad en la señal de los dosímetros y bajar la incertidumbre global de nuestro sistema de medida.

Bibliografía

- [1] Regulla D. F. and Deffner U. Dosimetry by ESR spectroscopy os alanine. Appl. Radiat. Isot. 1982 (33) 1101-1114.
- [2] Gago Arias A., Antolín E., Fayos-Ferrer F., Simón R., González-Castaño D., Palmans H. et al. Correction factors for ionization chamber dosimetry in CyberKnife:Machine-specific, plan-class, and clinical fields. Med Phys 2013 (40) 011721 1-10.
- [3]. Sharpe P. H. G, Rajendran K. and Septon J. P. Progress Towards an Alanine/ESR Therapy Level Reference Dosimetry Service at NPL. Appl. Radiat. Isot. 1996 (44) 1171-1175.

ANÁLISIS DE LA DEPENDENCIA ENERGÉTICA DE LA PELÍCULA RADIOCRÓMICA XRQA2 PARA SIETE ESPECTROS DE RAYOS X HABITUALES EN RADIODIAGNÓSTICO

Vicent Granado D, Gutiérrez Ramos SM, Sánchez Carmona G, Santos Rubio AJ y Herrador Córdoba M

UGC Radiofísica. Hospital Universitario Virgen del Rocío. Sevilla.
Correspondencia: vicentgranado@gmail.com

Palabras clave: Película radiocrómica XRQA2, calibración, dependencia energética, radiodiagnóstico.

Introducción y objetivos

Actualmente existen diferentes dosímetros a disposición de los profesionales para determinar las dosis absorbidas en exploraciones de radiodiagnóstico médico. Entre ellos, resultan muy potentes aquellos que pueden utilizarse directamente sobre el paciente o introducirse dentro de maniqués, como es la película radiocrómica, cuyo uso se ha incrementado de manera muy importante en los últimos años. Existen diferentes modelos de películas. Uno de ellos, el XRQA2 para dosimetría de fotones de baja energía, presenta claras ventajas respecto a otros dosímetros usados: una incertidumbre asociada mensurable, facilidad de lectura y un coste económico menor que los TLD; además pueden ser usados directamente sobre el paciente o dentro de maniqués antropomórficos, como ventaja frente a cámaras y semiconductores. Se trata pues, de una herramienta apropiada para medir la dosis a la entrada del paciente, así como la dosis en órganos sobre maniqués. Pero dada la variedad de exploraciones médicas que usan rayos X en los procedimientos diagnósticos, resulta necesario analizar el comportamiento de las películas frente a la energía. Nuestro objetivo es analizar la dependencia energética que presenta la película XRQA2 frente a siete espectros diferentes, de los que habitualmente se utilizan en el radiodiagnóstico.

Material y métodos

Se ha utilizado un equipo de rayos X marca General Electric, con un generador MPS50 y un emisor MAXIRay modelo MX75-09R. Las medidas directas se realizaron con un electrómetro Radcal 9010 y una cámara de ionización asociada modelo 10x5-6. Se usaron distintos filtros de aluminio de una pureza del 99.5% y un maniquí de 20 cm de PMMA. Las películas radiocrómicas usadas fueron XRQA2 de Gafchromic, que se escanearon en un escáner Epson Expresión 10000 XL, y fueron analizadas con el software Image-J. Se ha medido el kerma en aire para 4 tensiones distintas; 120, 100, 80 y 60 KVp con una filtración de 3mm de Al, y en el caso de 120 KVp para tres filtraciones totales distintas: 3, 5 y 8 mm de Al. Se mide también la dosis con retrodispersión sobre el maniquí de metacrilato para 120 KVp y 3 mm de Al. Para los 7 espectros de radiación mencionados se irradian las películas con diferentes dosis, en un rango de 0 a 80mcGy, recortadas a un tamaño de 4x5 cm² (1), colocándolas todas en una misma posición y manteniendo la misma orientación dentro del campo de radiación, ajustado previamente para cubrir las películas en su totalidad. Una vez irradiadas se guardaron protegidas de la luz durante 24 horas, y se procedió al escaneo. Las películas se situaron en la parte central del escáner para minimizar el efecto de inhomogeneidad del mismo, se escanearon en modo reflectante, con una resolución de 72 ppp y 48 bits, y se guardaron en formato tiff. Mediante el software Image-J se analizaron las imágenes, existen varios métodos de calibración, nosotros hemos optado por una calibración usando el canal rojo, para ello hemos tomado un ROI central de 24x24 píxel y hemos obtenido los valores medios de píxel (V.P.) para el canal rojo de cada una de las películas.

Resultados y discusión

En la siguiente tabla se resumen los resultados obtenidos.

Tensión (kVp)	Filtración Total (mm Al)	Retrodispersión (sí/no)	Dosis (mGy)	Dosis (mGy)	Dosis (mGy)	Dosis (mGy)
			V.P.=36500	V.P.=30000	V.P.=24000	V.P.=18000
60	3	No	7.1	16.1	34.4	73.6
80	3	No	6.8	15.8	34.6	75.6
100	3	No	6.7	16.3	36.9	84.0
120	3	No	6.7	16.3	37.2	84.5
120	5.5	No	9.1	20.2	41.9	87.4
120	8	No	8.9	19.5	39.9	81.9
120	3	Sí	5.2	12.9	30.1	70.1

Los resultados experimentales se han ajustado a diferentes funciones analíticas para el rango de dosis 2 – 80 mGy, obteniéndose un $r^2 > 0.99$, tanto para el ajuste exponencial como para el cúbico, por simplicidad hemos usado el primero de ellos para caracterizar nuestras curvas de calibración, dosis=dosis (valor medio píxel). La respuesta de la película con las tensiones varía hasta un 13% para dosis en torno a 80 mGy (2), para haces más filtrados las diferencias a dosis bajas, 10 mGy, están alrededor del 20%, para dosis altas sin embargo son pequeñas, $< 5\%$. Las diferencias mayores se observan para el haz de 120 kVp con y sin retrodispersión, en torno al 20% en todo el rango de dosis analizado. (3)

Conclusiones

La respuesta de la película radiocrómica XRQA2 depende de la tensión pico aplicada, así como de la filtración y de la medida con o sin retrodispersión. El método habitual de utilizar una calibración a partir del kerma en aire para medir la dosis a la entrada de los pacientes no es el más aconsejable para esta película en este rango de dosis. Siempre que sea posible debe realizarse la calibración con el espectro de rayos X para el cual se va a realizar la medida de dosis absorbida.

Bibliografía

- [1] Giaddui T., Cui Y., Galvin J., Chen W., Yu Y. Xiao Y. Characteristics of Gafchromic XRQA2 films for kV image dose measurement. *Med. Phys.* 2012 ;39(2): 842-50
- [2] Rampado O, Garelli E, Deagostini S, Ropolo R. Dose and energy dependence of response of Gafchromic XR-QA film for kilovoltage x-ray beams. *Phys Med Biol.* 2006 ;51(11):2871-81.
- [3] McCabe B.P., Speidel M.A., Pike T.L., Van Lysel M.S. Calibration of GafChromic XR-RV3 radiochromic film for skin dose measurement using standardized x-ray spectra and a commercial flatbed scanner. *Med. Phys.* 2012 ;38 (4): 1919-30

VALIDACIÓN DE LA CUANTIFICACIÓN DE ACTIVIDAD DE EMISORES BETA EN ORINA MEDIANTE ESPECTROMETRÍA DE CENTELLEO EN FASE LÍQUIDA

Sierra I, Hernández C, Benito P y López C

Laboratorio de Bioeliminación. Servicio de Dosimetría de Radiaciones. Departamento de Medio Ambiente. CIEMAT. Madrid.

Correspondencia: inma.sierra@ciemat.es

Palabras clave: Dosimetría interna, Medida In-vitro, Espectrometría de Centelleo en Fase Líquida, LSC, Validación de métodos, Calidad.

Introducción y objetivos

Uno de los requisitos técnicos establecidos por la norma ISO/IEC 17025[1] para la acreditación de laboratorios de ensayo y calibración es la necesidad de llevar a cabo la validación de los métodos de trabajo empleados. En este trabajo se describe la metodología empleada en la validación de la técnica de cuantificación de actividad de algunos emisores beta en orina (^3H , ^{14}C , ^{35}S , ^{32}P y ^{90}Sr) mediante Espectrometría de Centelleo en Fase Líquida (Liquid Scintillation Counting, LSC) en el Laboratorio de Bioeliminación del Servicio de Dosimetría de Radiaciones del CIEMAT, acreditado desde el año pasado para la realización de ensayos de medida de dosis de radiación en base a la norma ISO anteriormente expuesta.

Material y métodos

La medida de actividad de emisores beta en orina se lleva a cabo mediante LSC, empleando en el proceso el equipo TRICARB 3150 TRLL (PerkinElmer)[2]. El plan de validación del método de medida de LSC en el Laboratorio de Bioeliminación incluye los siguientes procesos:

- Empleo de patrones certificados en los procesos de calibración y verificación del sistema de detección, así como en la preparación de muestras marcadas. La preparación de los patrones de calibración se realizará siempre por pesada.
- Calibración del equipo de LSC: Normalización del Sistema de Medida. Estudio de los parámetros asociados inherentes al método de medida.
- Cálculo de la Actividad Mínima Detectable para cada radionucleido objeto de medida.
- Estudio de los criterios de precisión y exactitud del método.
- Participación del laboratorio en ejercicios de intercomparación internacional.

Resultados y discusión

La normalización del sistema de medida (Instrument Performance Assessment, IPA) se realiza en el equipo LSC de modo automático antes de cada medida de acuerdo con un protocolo de calibración[2] que emplea estándares certificados de ^3H y ^{14}C .

En el procedimiento de validación se analizaron los parámetros del equipo desde el año 2005 como indicación de su estado y bondad en el proceso de medida. Los valores de eficiencia obtenidos, que comprueban la sensibilidad del detector, de ^3H ($64,25 \pm 0,35\%$) y ^{14}C ($96,46 \pm 0,30\%$) están acordes con un buen funcionamiento del equipo. La caracterización del sistema, basada en la eficiencia de conteo del sistema de medida, calculada mediante la figura de mérito concluyó en valores correctos tanto para ^3H ($382,20 \pm 11,57$) como para ^{14}C ($497,21 \pm 15,94$). Los valores de las medidas de fondo en las regiones de los dos isótopos simultáneamente dieron lugar a casi 14 cuentas para tritio y 23 para ^{14}C . Finalmente, el valor del test de Chi-cuadrado, que evalúa la estabilidad y reproducibilidad del sistema, condujo a valores óptimos establecidos en el rango $7,63 < \chi^2 \leq 36,19$ en los dos isótopos objeto de análisis. El cálculo de Actividad Mínima Detectable (AMD) del equipo según la norma ANSI N13.30[3] para cada uno de los isótopos objeto de validación se basó en la medida de muestras de orina blanco (de 3 a 5 alícuotas). Los valores de AMD obtenidos fueron de 57 Bq/L para ^3H , 24 Bq/L para ^{14}C y 22 Bq/L para ^{35}S .

La evaluación de los criterios precisión y exactitud del método de LSC según las normas ANSI N13.30[3] e ISO 28218[4] se realizó analizando dos muestras con cantidades conocidas de los isótopos objeto de validación y se midieron al menos diez veces cada una. Los valores de exactitud y precisión absoluta y relativa obtenidos para los radionucleidos ^3H , ^{14}C , ^{35}S y ^{90}Sr en las muestras control están en los rangos establecidos por las dos normas. Asimismo, la validez del método ha sido demostrada en diversos ejercicios de intercomparación internacionales en los que participa el Laboratorio de Bioeliminación desde el año 2001 para esta técnica de medida.

Conclusiones

El método de cuantificación de actividad de emisores beta mediante Espectrometría de Centelleo en Fase Líquida utilizado en el Laboratorio de Bioeliminación del CIEMAT está validado para su empleo en el campo de aplicación establecido. Dicha validación es fundamental para cumplir los requisitos técnicos de la norma ISO/IEC 17025.

Bibliografía:

- [1] UNE EN ISO/IEC 17025: 2005. Requisitos generales relativos a la competencia de los laboratorios de ensayo y calibración.
- [2] QuantaSmart for the TriCarb Liquid Scintillation. Getting Started Manual.
- [3] ANSI N13.30:1996. Performance criteria for radiobioassay. [4] ISO 28218:2010. Radiation protection - Performance criteria for radiobioassay.

COMPARACIÓN DE LA CURVA DE CALIBRACIÓN DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EBT2 Y EBT3

Parra Osorio V, Martín-Viera Cueto JA, Galán Montenegro P, Benítez Villegas EM, Casado Villalón FJ y Bodineau Gil C

Unidad de Gestión Clínica de Radiofísica Hospitalaria, HRU Carlos Haya. Málaga.
Correspondencia: victoriapaos@gmail.com

Palabras clave: Curva de calibración, Películas radiocrómicas, Modelo de impacto único

Introducción y objetivos

El desarrollo de nuevas técnicas de tratamiento, de mayor complejidad y nivel de conformación (IMRT, Tomoterapia, VMAT), han convertido la verificación dosimétrica de los tratamientos en requisito imprescindible en un programa de garantía de calidad. Las películas radiocrómicas GafChromic de la familia EBT disponen de las características necesarias para dicha verificación, pero su curva de calibración es un tema de controversia actualmente. El objetivo es comparar la calidad del ajuste al calibrar dos lotes de películas radiocrómicas, uno del modelo EBT2 y otro del EBT3, haciendo uso tanto de parametrizaciones experimentales como de expresiones fenomenológicas, ya que de la curva de calibración depende la precisión y la exactitud de la estimación de dosis absorbida.

Material y métodos

Las películas radiocrómicas son cortadas en cuartos e irradiadas regularmente en 8 pasos hasta los 20 Gy, haciendo uso de haces de fotones de 6 MV de un acelerador lineal Varian 600 DBX (Palo Alto, CA). Para la irradiación se hace uso de un maniquí de RW3 de 30 cm x 30 cm de PTW, y la dosis se monitoriza utilizando un conjunto ionométrico formado por: electrómetro Unidos 10001 y cámara de ionización Farmer. Además, las películas se digitalizan con un escáner de mesa Perfection V750 Pro (Epson), en modo transmisión y con el software Vuescan 9.1. Esta digitalización se realiza antes y después del proceso de irradiación, para poder calcular el cambio de densidad óptica neta (NOD) píxel a píxel. Se restringen los datos al canal rojo, por ser el más sensible en este rango de dosis, y se realizan dos tipos de ajuste de los datos, uno atendiendo a una expresión empírica [1] y otra al modelo de impacto único [2]:

$$\begin{array}{ll}
 \text{Empírica} & \text{Impacto único} \\
 D = A \cdot x + b \cdot x^{2.5} & D = k \cdot \left(\left(\frac{NOD_{m\acute{a}x}}{NOD_{m\acute{a}x} - NOD} \right)^{1/c} - 1 \right)
 \end{array}$$

Los modelos de películas radiocrómicas EBT2 y EBT3 se comparan en igualdad de condiciones, no teniéndose en cuenta métodos para evitar la formación de anillos de Newton, por lo que los datos de las películas EBT2 llevan asociado más ruido y peor uniformidad.

Resultados y discusión

En la Fig.1 se pueden observar los valores de densidad óptica neta (NOD) asociados a cada valor de dosis (D) medido, en un rango de 0 a 20 Gy. En la tabla 1 se puede observar la bondad de los ajustes para ambos modelos de películas radiocrómicas:

		Coef. de correlación (r ²)	Error cuadrático promedio
EBT2	Empírico	0,9915	1,1 %
	Impacto único	0,9984	0,5 %
EBT3	Empírico	0,9949	3,4 %
	Impacto único	0,9995	1,0 %

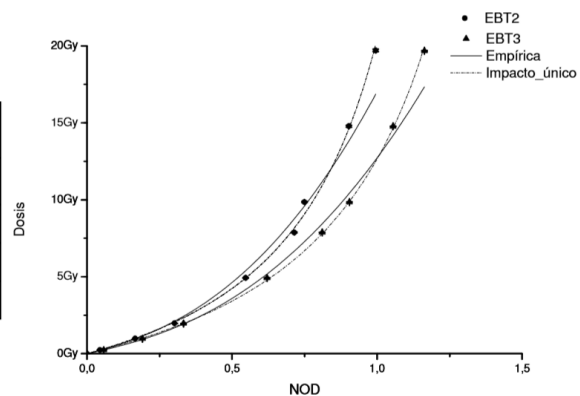


Fig.1

Ambos ajustes tienen un alto coeficiente de correlación, sin embargo se encuentran valores de chi-cuadrado inferiores para el modelo de impacto único, lo cual indica que los residuos son menores, siendo un ajuste de mayor precisión y exactitud.

Por otro lado, se observa que para un mismo rango de dosis, las lecturas de NOD para EBT3 adquieren valores mayores que para EBT2, lo cual supone una ganancia en el primero. Esto supone que el rango dinámico de las EBT3 es mayor, es decir, es posible distinguir más niveles de grises, más niveles de dosis, lo cual se traduce en mayor precisión tanto en la calibración como en la dosimetría que se realice con ellas.

Conclusiones

El modelo de impacto único ha mostrado mayor robustez, precisión y exactitud a la hora de ajustar la curva de calibración, hasta los 20 Gy, de ambos modelos de películas radiocrómicas. Asimismo, se observa un rango dinámico mayor para el modelo EBT3, lo cual lo caracteriza como dosímetro de mayor precisión que el EBT2.

Bibliografía

- [1] S. Devic, J. Seuntjens, E. Sham, E. B. Podgorsak, C. R. Schmid, S. Lirov, and C. G. Soares, "Precise radiochromic film dosimetry flat-bed document scanner," *Medical Physics*, 2005; 32, 2245–2253
- [2] F. del Moral, J.A.Vázquez, J.J. Ferrero et al. "From the limits of the classical model of sensitometric curves to a realistic model based on the percolation theory for GafChromic EBT films", *Medical Physics*, 2009; 36, 4015-4026

DESARROLLO Y CALIBRACIÓN DE EQUIPOS AUTOMÁTICOS DE MEDIDA EN TIEMPO REAL DE LA RADIATIVIDAD AMBIENTAL MEDIANTE ESPECTROMETRÍA GAMMA

Casanovas R¹, Morant, JJ² y Salvadó M¹

¹Unitat de Física Mèdica, Facultat de Medicina i Ciències de la Salut, Universitat Rovira i Virgili.Reus.Tarragona.

²Servei de Protecció Radiològica, Servei de Recursos Científics i Tècnics, Universitat Rovira i Virgili. Tarragona.

Correspondencia: ramon.casanovas@urv.cat

Palabras clave: Vigilancia radiológica ambiental, espectrometría gamma, calibración equipos, simulación Monte Carlo, NaI(Tl), LaBr₃(Ce)

Introducción y objetivos

El objetivo principal de una red automática de vigilancia radiológica ambiental en tiempo real es detectar niveles anómalos de radiactividad en el ambiente tan rápido como sea posible. En un estudio previo [1] realizado sobre la red automática de vigilancia radiológica ambiental de la Generalitat de Catalunya se manifestó la necesidad de disponer de más información radiológica en tiempo real y se identificó como solución la instalación de equipos automáticos de medida en tiempo real mediante espectrometría gamma. En consecuencia, se inició un proyecto de desarrollo de equipos de espectrometría gamma, mediante detectores de NaI(Tl) y LaBr₃(Ce), e incorporación en la red automática de vigilancia radiológica ambiental de la Generalitat de Catalunya. En este trabajo, se describen los aspectos generales de la implementación de espectrometría gamma en agua, así como del desarrollo de dos equipos de medida basados en esta técnica: un monitor de aerosoles (RARM-F) y un monitor de medida directa (RARM-D2), ambos con solicitudes de patente [2] y [3]. Además, se describen con detalle los aspectos relacionados con la calibración de los equipos, que ha sido realizada combinando medidas experimentales con simulaciones de Monte Carlo.

Material y métodos

En primer lugar, para el monitor de agua se ha aprovechado el diseño original de los monitores Berthold LB/BAI 9110 (vasija de 25 L apantallada con un blindaje de Pb). Así, se le ha implementado un módulo paralelo de medida espectrométrica al detector de NaI(Tl) de 2"x2", todo sin afectar al funcionamiento original del monitor. Además, se han introducido otras nuevas mejoras en el sistema. En segundo lugar, se ha desarrollado un monitor de aerosoles (referido en adelante como RARM-F) que recolecta un flujo de aire constante que pasa a través de un filtro de partículas, donde se recogen los aerosoles contenidos en el aire. Entonces, el filtro se encara a un detector de radiación, ya sea de NaI(Tl) o de LaBr₃(Ce), que se utiliza para espectrometría gamma. Acabado el tiempo de integración, el filtro se desplaza automáticamente para poder obtener una nueva serie de medidas. Todo ello se encuentra dentro de un blindaje de Pb para disminuir el efecto de la radiación de fondo. En tercer lugar, el monitor de medida directa desarrollado (referido en adelante como RARM-D2) incluye dos detectores de centelleo, ya sean de NaI(Tl) o de LaBr₃(Ce), orientados en sentidos opuestos y apantallados con Pb. Esta disposición permite la discriminación entre los radioisótopos contenidos en posibles nubes radiactivas y los radioisótopos depositados o precipitados en el suelo. La metodología de calibración para espectrómetros gamma de NaI(Tl) y de LaBr₃(Ce) fue desarrollada en detalle en un trabajo previo [4] y ha sido adaptada para cada uno de los distintos monitores. Esta metodología comprende la calibración en energía, la calibración en resolución y la calibración en eficiencia. Las dos primeras, han sido establecidas utilizando datos experimentales obtenidos de fuentes puntuales certificadas de ²⁴¹Am, ¹³³Ba, ¹³⁷Cs, ⁶⁰Co and ¹⁵²Eu. Los espectros obtenidos con detectores que no disponen de sistemas digitales de estabilización de espectros, se estabilizan utilizando un método numérico que se desarrolló específicamente para corregirlos [5]. Por otro lado, las calibraciones en eficiencia se han efectuado mediante simulaciones de Monte Carlo con códigos de usuario de EGS5 escritos específicamente para cada uno de los monitores.

Resultados y discusión

Después de su desarrollo e implementación, la Red de Estaciones Espectrométricas de Catalunya cuenta, a fecha de hoy, con los siguientes equipos funcionando en campo: 2 equipos de espectrometría en agua mediante cristales de NaI(Tl); 2 equipos de medida de aerosoles mediante filtro de papel (RARM-F), uno con NaI(Tl) y otro con LaBr₃(Ce); y 2 equipos de medida directa (RARM-D2) con 2 cristales de NaI(Tl) y 2 de LaBr₃(Ce), respectivamente. No obstante, está prevista la construcción de nuevos equipos y su incorporación en la Red Espectrométrica. Los equipos se encuentran completamente calibrados. En particular, cada uno de ellos dispone de su respectiva curva de eficiencia calculada para la geometría exacta de medida y para cada tipo de detector, NaI(Tl) o LaBr₃(Ce); excepto el equipo de medida directa (RARM-D2), donde la geometría del término fuente puede cambiar y se debe suponer una fuente semi-infinita distribuida homogéneamente (aunque en caso necesario se puede adaptar a cualquier tipo de distribución). Finalmente, para evaluar las capacidades de medida de cada uno de los equipos (con los distintos tipos de detectores) se han calculado los valores de las concentraciones de actividad mínimas detectables para algunos isótopos de interés.

Conclusiones

Se han desarrollado e implementado tres modelos distintos de equipos de espectrometría gamma mediante detectores de NaI(Tl) y LaBr₃(Ce) en la red automática de vigilancia radiológica ambiental de la Generalitat de Catalunya: monitor de agua, monitor de aerosoles (RARM-F) y monitor de medida directa (RARM-D2). Para cada uno de los equipos, se han efectuado las calibraciones en energía, resolución y eficiencia; además de garantizar la estabilidad de los espectros frente a variaciones de temperatura. Así, para realizar la calibración completa se han combinado medidas experimentales con simulaciones por el método de Monte Carlo. Las capacidades de medida de los equipos se han evaluado con las concentraciones de actividad mínimas detectables para algunos isótopos de interés. El uso de espectrometría gamma permite la posibilidad de identificar y cuantificar los isótopos radiactivos presentes en el medio ambiente. Así, mientras que la identificación de los isótopos presentes permite básicamente distinguir entre los incrementos de origen artificial de aquéllos de origen natural, la cuantificación permite establecer niveles de alerta basados en los límites establecidos por la legislación.

Bibliografía

- [1] Casanovas R, Morant JJ, López M, Hernández-Girón I, Batalla E, Salvadó M. Performance of data acceptance criteria over 50 months from an automatic real-time environmental radiation surveillance network. *J. Environ. Radioact.* 2011;102(8):742-748.
- [2] Casanovas R, Salvadó M, López M, Tapia C, de Blas A, inventores; Universitat Rovira i Virgili y Universitat Politècnica de Catalunya, titulares. Estación de identificación y medida en tiempo real de la radiactividad ambiental gamma mediante espectrometría sobre filtro de papel. Número de expediente P201230408. 16 de marzo de 2012.
- [3] Casanovas R, Salvadó M, López M, inventores; Universitat Rovira i Virgili, titular. Estación de identificación y medida en tiempo real de la radiactividad ambiental gamma, mediante espectrometría con dos cristales de centelleo. Número de expediente P201230236. 15 de febrero de 2012.
- [4] Casanovas R, Morant JJ, Salvadó M. Energy and resolution calibration of NaI(Tl) and LaBr₃(Ce) scintillators and validation of an EGS5 Monte Carlo user code for efficiency calculations. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment.* 2012;675:78-83.
- [5] Casanovas R, Morant JJ, Salvadó M. Temperature peak-shift correction methods for NaI(Tl) and LaBr₃(Ce) gamma-ray spectrum stabilisation. *Radiation Measurements* 2012;47:588-595.

ACREDITACIÓN DE UN SISTEMA DE DOSIMETRÍA DE EXTREMIDADES: VALIDACIÓN E INCERTIDUMBRE DEL MÉTODO

Romero Gutiérrez AM, Rodríguez Jiménez R y López Moyano JL

CIEMAT/Dosimetría de Radiaciones. Madrid.
Correspondencia ana.romero@ciemat.es

Palabras clave: Dosimetría de extremidades, termoluminiscencia, acreditación.

Introducción y objetivos

La dosimetría de extremidades es uno de los aspectos de la dosimetría externa que no están completamente resueltos en la actualidad y cuya armonización de procedimientos dista mucho de ser la deseada tanto a nivel nacional como internacional. Los autores de este trabajo proporcionan mensualmente el control dosimétrico de unos ciento cincuenta trabajadores expuestos con dosímetro de anillo para la evaluación de la dosis equivalente en manos. El método de determinación de la dosis equivalente personal $H_p(0,07)$ en manos está acreditado por la norma ISO-17025 desde abril de 2012. El objetivo de los autores es difundir la experiencia práctica adquirida durante el proceso de acreditación dedicando una atención especial al procedimiento de validación del método y a la estimación de la incertidumbre del sistema dosimétrico.

Material y métodos

El dosímetro de extremidades acreditado consiste en un detector termoluminiscente (TL) de $7Li211B4O7:Cu$, que se introduce en un chasis en forma de anillo. El material TL es especialmente apropiado para la dosimetría de extremidades debido a su equivalencia a tejido ($Z_{ef}=7,4$) y a su sensibilidad: dos veces superior a la del $LiF:Mg,Ti$. El chasis, fabricado en Eastar Copolyester DN011, aporta al detector una filtración de 82 mg/cm^2 . Los dosímetros se procesan en un lector automático mediante calentamiento óptico del material con lámpara de tungsteno y haciendo uso de adaptadores especiales para su lectura automática. Para la validación se ha empleado como referencia la norma ISO 12794:2000(1) "Individual thermoluminescence dosimeters for extremities and eyes" realizándose los ensayos recomendados en dicha norma y aplicando los criterios de aceptación en ella incluidos. La estimación de la incertidumbre se ha realizado siguiendo la metodología establecida en la norma ISO/IEC Guide 98 Part 3: "Guía para la expresión de la incertidumbre en la medición"(2).

Resultados y discusión

Dos de los aspectos más relevantes que exige la norma ISO 17025 son: la validación del método de ensayo, para confirmar que el método es apto para el fin previsto, y la estimación de la incertidumbre de la medición de forma razonable y teniendo en cuenta todos sus componentes. Para la validación del sistema dosimétrico de extremidades se estudiaron las siguientes características requeridas en la Guía de Seguridad 7.1 Rev.1 (1996)(3) del CSN: respuesta en función de la energía, respuesta en función de la dosis (linealidad), reproducibilidad del sistema de lectura, estabilidad de la señal latente (fading), umbral de detección, dosis residual, homogeneidad e isotropía. Los ensayos se realizaron siguiendo las recomendaciones de la norma ISO 12794:2000(1) y los resultados, excepto en algún caso particular que se discute en el trabajo, se encontraron dentro de los límites de aceptabilidad recogidos en la norma. Para completar la validación también se utilizaron los resultados de la participación en intercomparaciones y, el seguimiento de los factores de calibración anuales y la evolución de los controles de calidad semanales durante los últimos 5 años. Para la estimación de la incertidumbre de medida se definió el modelo de función para el cálculo de $H_p(0,07)$ mediante dosímetros de extremidades teniendo en cuenta la calibración, la variación de sensibilidad del lector, el factor de corrección de la sensibilidad individual del detector, los valores de control de calidad, la respuesta energética y el fondo ambiental. Para cada componente, se asignó una función de distribución de probabilidad basada en el tipo de incertidumbre, en los resultados de la caracterización del sistema dosimétrico y en el análisis estadístico. Siguiendo las recomendaciones establecidas en el documento RP-160(4), la estimación final de la incertidumbre se realizó mediante la ley de propagación de incertidumbres que establece la norma ISO/IEC Guide 98(2). El resultado es una incertidumbre combinada $u=20\%$ ($k=1$).

Conclusiones

A la vista de los resultados, queda demostrado que el sistema dosimétrico cumple la mayoría de los requisitos de la norma ISO 12794:2000(1), excepto en los casos que se discuten en el trabajo, y que la incertidumbre cumple los requisitos de precisión establecidos en ICRP-75(5) por lo que el método se considera validado y apto para el fin previsto.

Bibliografía

1. International Organization for Standardization, ISO 12794:2000: "Individual thermoluminescence dosimeters for extremities and eyes" (2000).
2. International Organization for Standardization, ISO/IEC Guide 98 Part 3: "Guía para la expresión de la incertidumbre en la medición" (2008).
3. Guía de Seguridad 7.1 Rev.1 del CSN, "Requisitos técnicos-administrativos para los servicios de dosimetría personal" (1996).
4. European Commission, RP-160: "Technical recommendations for monitoring individuals occupationally exposed to external radiation" (2009).
5. International Commission on Radiological Protection, ICRP-75: "General Principles for the Radiation Protection of Workers" (1997).

ACCIÓN EURADOS PARA LA DETERMINACIÓN DE AMERICIO EN CRÁNEO MEDIANTE MEDIDAS *IN-VIVO* Y SIMULACIÓN MONTE CARLO

López Ponte MA¹, Navarro Amaro JF¹, Pérez López B¹, Navarro Bravo T¹, Nogueira P² y Vrba T³

¹Unidad de Dosimetría de Radiaciones. Departamento de Medio Ambiente CIEMAT. Madrid

²Helmholtz Zentrum Manchen. Institute of Radiation Protection, Ingolstädter Landstraße Neuherberg, Alemania.

³Czech Technical University in Prague. Faculty of Nuclear Sciences and physical engineering. Brehova. Prague. Czech Republic

Correspondencia: ma.lopez@ciemat.es

Palabras clave: Medida *in vivo*, espectrometría gamma, contaminación interna, simulación Monte Carlo.

Introducción y objetivos

Desde el grupo de Dosimetría Interna WG7 de la organización EURADOS (European Radiation Dosimetry group, e.V.) que coordina CIEMAT, se ha llevado a cabo una acción internacional para la medida *in-vivo* de Americio en tres maniqués tipo cráneo con detectores de germanio por espectrometría gamma y simulación por métodos de Monte Carlo. Dicha acción se ha planteado como dos ejercicios independientes, con participación de instituciones de Europa, América y Asia. Otras acciones similares preceden a esta intercomparación de medida *in-vivo* y modelización Monte Carlo¹. Los resultados preliminares y conclusiones asociadas se presentan en este trabajo. El Laboratorio del Contador de Radiactividad Corporal (CRC) del Servicio de Dosimetría Personal Interna (DPI) del CIEMAT, ha sido uno de los participantes en el ejercicio de medidas *in-vivo*. Por otra parte, el grupo de Dosimetría Numérica del CIEMAT es participante del ejercicio de simulación Monte Carlo².

Material y métodos

El grupo de trabajo WG7 de EURADOS generó dos protocolos, uno para medidas *in-vivo* de ²⁴¹Am en 3 maniqués tipo cráneo (P. Nogueira, HMGU-Alemania) y otro para la simulación Monte Carlo con la versión voxel de los maniqués físicos (T. Vrba, CTU-Prague en colaboración con WG6-EURADOS). El protocolo de medida *in-vivo* de ²⁴¹Am en Cráneo establece dos actividades principales:

Task 1.- Medida *in-vivo* de 3 maniqués tipo cráneo con un detector de germanio y determinación de la eficiencia de detección en distintas posiciones indicadas para cada maniqué en el protocolo. El Maniqué BfS fue fabricado con un cráneo humano de 1.6 kg de peso, cuyas superficies óseas interior y exterior se han marcado artificialmente con ²⁴¹Am y el cráneo se ha cubierto con cera (material equivalente a tejido). (Laurer G 1993). El Maniqué BPAM pertenece a USTUR (United States Transuranium and Uranium Registries) y consiste en una parte del esqueleto completo del cadáver de un donante (USTUR Case No 102). La mitad del cráneo es hueso realmente contaminado por la incorporación de ²⁴¹Am de un trabajador; la otra mitad es hueso humano blanco, sin contaminar. El cráneo está cubierto por material equivalente a tejido. [G.S. Roessler, B. Magura. Health Physics. 49(4) (1985).] El Maniqué SÚRO-CSR está fabricado artificialmente para este ejercicio de intercomparación para disponer de una geometría sencilla perfectamente caracterizada con material equivalente a hueso y a tejido, simulado una semiesfera a modo de versión simplificada de la semiesfera superior de una cabeza.

Task 2.- Cálculo de la Actividad de los maniqués tipo cráneo de la Intercomparación EURADOS utilizando la eficiencia de detección del laboratorio obtenida con un maniqué de calibración diferente a los utilizados en este ejercicio, en la geometría de medida específica de cada participante.

El ejercicio de simulación Monte Carlo de medida de ²⁴¹Am en la versión voxel de los maniqués tipo cráneo es el siguiente (anunciado en la página web de EURADOS www.eurados.org):

Task 1: Simular mediante código de Monte Carlo una geometría sencilla con maniqué SÚRO-CSR con el detector de Germanio de HMGU-Munich dado (caracterización del mismo especificada en el protocolo). Task 2: Simular el detector de cada laboratorio participante y eficiencia de detección con maniqué tipo cráneo para la energía de 59.5 keV del ²⁴¹Am.

Task 3: Simular la medida con el detector de cada participante para una geometría con una persona.

Resultados y discusión

Los resultados de las medidas realizadas en el laboratorio del CRC-CIEMAT, detectores LE Ge, 4 maniqués tipo cráneo marcados con ²⁴¹Am se presentan en la Figura 1. La discusión que se plantea es cuál es el maniqué más apropiado para la calibración de un sistema de detección para la medida *in-vivo* de ²⁴¹Am en personas realmente contaminadas por este actínido de alta radiotoxicidad. Está claro que el tamaño de la cabeza es un factor de gran impacto en la eficiencia de detección, así como el posicionamiento del detector, que afectan al valor de la Actividad medida y por tanto a la estimación de la dosis en hueso del sujeto contaminado. También es importante decidir cuál es la geometría de medida más adecuada en lo que se refiere al posicionamiento del detector para que la eficiencia sea máxima.

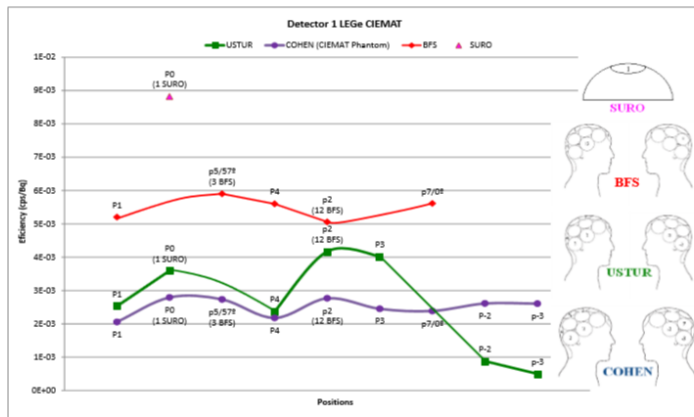


Figura 1.- Medida en el CRC-CIEMAT de la Eficiencia de detección de ²⁴¹Am (E= 59.5 keV) con maniqués tipo cráneo de la intercomparación EURADOS (SURO, BFS y USTUR), en las posiciones indicadas en el protocolo.

Conclusiones

Se está llevando a cabo una Acción EURADOS de medida in-vivo y simulación Monte Carlo de medida de ²⁴¹Am en cráneo. Hasta ahora 10 participantes (de 15 registrados) han enviado resultados del ejercicio de medidas. La tendencia de la variación de la eficiencia con la posición del detector en los distintos puntos de cada maniqué es similar en todos los participantes analizados, con ligeras diferencias asociadas probablemente al posicionamiento del detector y a las características del cristal de Ge utilizado. Respecto a la intercomparación Monte Carlo se han recibido respuestas de 15 participantes de la actividad Task 1 (simulación del espectro de medida y de la eficiencia de detección con maniqué voxel SURO y detector Ge en posición vertical), mostrando en general buena concordancia con la medida experimental.

Bibliografía

1. EURADOS Intercomparison on measurements and Monte carlo modelling for the assessment of Americium in a USTUR leg phantom. M. A. Lopez, D. Broggio, K. Capello, E. Cardenas- Mendez, N. El-Faramawy, D. Franck, A. C. James, G. H. Kramer, G. Lacerenza, T. P. Lynch, J. F. Navarro, T. Navarro, B. Perez, W. Ruhm, S. Y. Tolmachev and E. Weitzenegger. Radiation Protection Dosimetry (2011), Vol. 144, No. 1–4, pp. 295–299.
2. Análisis mediante simulación Monte Carlo de la medida in-vivo de ²⁴¹Am utilizando maniqués de cráneo. M. Moraleda, J.M. Gómez-Ros, M.A. López, J.F. Navarro, B. Pérez.. XIV Congreso SEPR, Cáceres 2013. Revista Radioprotección (2013).

MÉTODO PARA ANALIZAR ESPECTROS Y ESTABLECER ALERTAS TEMPRANAS EN MEDIDAS DE ESPECTROMETRÍA GAMMA AMBIENTAL EN TIEMPO REAL.

Prieto E, Salvadó M y Casanovas R

Unitat de Física Mèdica. Facultat de Medicina i Ciències de la Salut. Universitat Rovira i Virgili. Reus.Tarragona.
Correspondencia elena.prieto@urv.cat

Palabras clave: Vigilancia radiológica ambiental, espectrometría gamma en tiempo real, alerta temprana, NaI(Tl), LaBr₃(Ce)

Introducción y objetivos

En un estudio previo [1] realizado sobre la red automática de vigilancia radiológica ambiental de la Generalitat de Catalunya se manifestó la necesidad de disponer de más información radiológica en tiempo real. En consecuencia, durante los últimos años se ha llevado a cabo un proyecto de desarrollo e implementación de equipos de espectrometría gamma en tiempo real mediante detectores de NaI(Tl) y LaBr₃(Ce). El objetivo de esta red es poder identificar, en tiempo real, los isótopos presentes en el ambiente y determinar su origen (natural o artificial) y su actividad para poder establecer niveles de actuación. No obstante, para integraciones de tiempo cortas, es posible que la estadística de cuentas no sea suficiente para identificar y cuantificar correctamente los isótopos presentes. Para este fin, pueden ser necesarios tiempos de integración largos, con lo cuál el análisis no es estrictamente en tiempo real. En este trabajo, se describe un método de análisis para extraer información radiológica de espectros gamma obtenidos durante intervalos de tiempo cortos. Por consiguiente, el método permite efectuar un análisis de datos en tiempo real, que a su vez, garantiza que se pueda establecer un sistema de alertas tempranas.

Material y métodos

Para la realización de este estudio, se han utilizado dos detectores: un detector de 2"x2" de NaI(Tl) y otro de 2"x2" de LaBr₃(Ce). Ambos detectores están situados a unos 2 m de altura y, gracias a un blindaje de Pb en su parte inferior, miden únicamente la radiación proveniente del semiplano superior. La calibración de los detectores se ha efectuado adaptando el método descrito en [2] a las características propias de medida. Los espectros se han estabilizado frente a los cambios de temperatura utilizando un algoritmo específicamente desarrollado en otro estudio [3]. El método de análisis utilizado consiste en dividir los espectros en regiones de interés (ROI, Region Of Interest), escogidas estratégicamente por su probabilidad de albergar cuentas provenientes de emisiones gamma características de ciertos isótopos a considerar. Una vez dividido el espectro en ROIs, se calculan las cuentas por segundo (cps) en cada una de ellas. Para el análisis, se estudia la evolución de estas cps con respecto a los valores obtenidos en espectros anteriores y se comprueba si hay variaciones significativas en comparación con los valores habituales (fondo propio del emplazamiento donde se encuentra la estación de medida). Además, la comparación entre ellas dentro de un mismo espectro también puede dar información valiosa sobre la naturaleza de la radiación detectada. Con el fin de poder hacer futuras comparaciones con los valores obtenidos por los detectores Geiger de la red de la Generalitat de Catalunya, calibrados en H*(10) y que transmiten valores cada 10 minutos, se ha optado por establecer un tiempo de integración de igual duración para los espectros gamma. Los criterios de alerta establecidos (denominados "investigación", "alerta" y "alarma") para las ROIs de interés son equivalentes a los establecidos en un estudio previo [1] para los detectores de la red automática de vigilancia radiológica ambiental de la Generalitat de Catalunya que no están dotados de espectrometría gamma.

Resultados y discusión

Los resultados del estudio hacen referencia a las distintas fases del mismo. Así, se presenta un ejemplo de espectros estabilizados según el método descrito en [3]. Además, se detallan los criterios utilizados para la elección de las distintas ROIs dentro de un espectro, así como los criterios para la determinación de su anchura. A modo de ejemplo, se muestra la evolución temporal de algunas ROIs en distintas situaciones. En concreto, son de interés los resultados obtenidos para la evolución de ciertas ROIs de espectros tomados antes y durante episodios de lluvia, que es la mayor causa de incrementos radiológicos de origen natural en la red. Para finalizar, se comparan ROIs de espectros obtenidos con los dos tipos de detectores, NaI(Tl) y LaBr₃(Ce) y se discuten las ventajas e inconvenientes de uno frente al otro.

Conclusiones

Se ha desarrollado un método para analizar espectros gamma ambientales que ha demostrado ser útil para establecer alertas tempranas en espectros tomados durante tiempos de integración cortos. De este modo, el método es adecuado para ser aplicado a la espectrometría gamma ambiental en tiempo real con detectores de NaI(Tl) y LaBr₃(Ce), dando una respuesta más rápida frente a un posible incremento radiológico con respecto a los métodos convencionales de detección de picos.

Bibliografía

- [1] Casanovas R, Morant JJ, López M, Hernández-Girón I, Batalla E, Salvadó M. Performance of data acceptance criteria over 50 months from an automatic real-time environmental radiation surveillance network. *J. Environ. Radioact.* 2011;102(8):742-748.
- [2] Casanovas R, Morant JJ, Salvadó M. Energy and resolution calibration of NaI(Tl) and LaBr₃(Ce) scintillators and validation of an EGS5 Monte Carlo user code for efficiency calculations. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment.* 2012;675:78-83.
- [3] Casanovas R, Morant JJ, Salvadó M. Temperature peak-shift correction methods for NaI(Tl) and LaBr₃(Ce) gamma-ray spectrum stabilisation. *Radiation Measurements* 2012;47:588-595.

EL NUEVO LABORATORIO DE PATRONES NEUTRÓNICOS DEL CIEMAT

Méndez R, Embid M y Guerrero JE

CIEMAT. Madrid.

Correspondencia: roberto.mendez@ciemat.es

Palabras clave: Neutrones, metrología**Introducción y objetivos**

El CIEMAT a través del Laboratorio de Metrología de las Radiaciones Ionizantes, LMRI (según RD 533/1996, BOE nº 77) ha diseñado y construido un Laboratorio de Patrones Neutrónicos (LPN) con el objetivo de disponer a nivel nacional de una instalación que permita la calibración de equipos de medida neutrónica en las magnitudes de tasa de fluencia y tasa de equivalente de dosis ambiental y personal. Se trata de un laboratorio de calibración secundario al no tener capacidad, por el momento, para calibrar sus propias fuentes neutrónicas mediante la técnica absoluta del baño de manganeso. En este artículo se describirán las características de esta nueva instalación que en breve comenzará a prestar servicios de calibración y a permitir la irradiación de materiales y equipos en campos neutrónicos conocidos.

Material y métodos

La instalación se ha diseñado siguiendo las recomendaciones de la norma ISO 8529 con dimensiones aproximadas de 8 x 8 x 8 m³ y paredes de 125 cm de hormigón. La puerta de acceso al búnker está diseñada y construida con un hormigón especial que presenta alto contenido en ¹⁰B, para optimizar su blindaje a neutrones. Las fuentes neutrónicas se almacenan en una piscina de agua purificada de dimensiones 1,5m de longitud, por 1 m de anchura y más de 1 m de profundidad. Se cuenta con dos fuentes neutrónicas de calibración: una de 0,215 mg de ²⁵²Cf (5 GBq) con tasa de emisión de 5,4·10⁸ s⁻¹ y otra de ²⁴¹AmBe de 185 GBq que da lugar a tasas de emisión de 1,1·10⁷ s⁻¹. Se trata de fuentes calibradas, en el NIST (USA), la de Cf y el CMI (Rep. Checa) la de AmBe. Estas fuentes están alojadas en portacápsulas especialmente diseñados para su manipulación remota mediante un sistema que permite posicionarlas en el centro geométrico del búnker. Todo el movimiento de las fuentes de calibración se ejecuta desde la sala de control. Además se cuenta con otras dos fuentes de verificación de ²⁴¹AmBe y de ¹³⁷Cs de 11,1GBq para la verificación de equipos que no están unidas al sistema automatizado de manipulación. Los equipos se posicionan sobre una bancada de 3 m de longitud que se eleva 2,5 m sobre el nivel del suelo para permitir alinearlos con la fuente en irradiación. El movimiento de la mesa de la bancada también se controla de forma remota desde la sala de control de la instalación.

Conclusiones

Se dispone de una nueva instalación que permitirá que por primera vez en nuestro país se puedan calibrar equipos de medida neutrónica así como asignar dosis neutronicas o irradiar materiales y equipos con fluencias o dosis perfectamente conocidas.

DESARROLLO DE UN SISTEMA DE ESPECTROMETRÍA PASIVO PARA LA CARACTERIZACIÓN NEUTRÓNICA DE UN CICLOTRÓN

Méndez R¹, Guerrero JE¹, Lagares JI², Sansaloni F², Pérez JM², Llop J³ y Králík M⁴

¹Laboratorio de Radiaciones Ionizantes. CIEMAT. Madrid.

²Unidad de Aplicaciones Médicas. CIEMAT. Madrid.

³Unidad de Imagen Molecular - CIC biomaGUNE. San Sebastián.

⁴Český metrologický institut (CMI). Praha. Czech Republic.

Correspondencia: roberto.mendez@ciemat.es

Palabras clave: Neutrones, metrología

Introducción y objetivos

El proyecto de investigación en el que participa el Laboratorio de Patrones Neutrónicos, LPN, del CIEMAT en colaboración con la Unidad de Aplicaciones Médicas del mismo centro tiene entre sus objetivos la caracterización dosimétrica del entorno de un ciclotrón de producción de radiofármacos para PET. La mayor parte del equivalente de dosis ambiental en el entorno del ciclotrón es consecuencia de la producción de neutrones en los materiales del blanco por lo que se hace necesario determinar los espectros neutrónicos en puntos de interés alrededor de ambos blancos de producción de ¹⁸F y de ¹¹C. El sistema más ampliamente utilizado para la espectrometría neutrónica es el formado por las esferas de Bonner con un detector activo sensible a neutrones térmicos en su centro. Pero, la presencia de fuertes campos electromagnéticos y el carácter pulsado de la radiación alrededor de un ciclotrón hacen inviable el empleo de detectores activos por lo que es necesario reemplazarlo por otros pasivos. En este caso se ha recurrido al empleo de láminas de Au como detectores de neutrones térmicos, se ha determinado la matriz respuesta del nuevo espectrómetro y se ha validado con una fuente de ²⁵²Cf para posteriormente realizar medidas en el interior del bunker de un ciclotrón de producción de radioisótopos para PET.

Material y métodos

El LPN cuenta con un sistema de espectrometría neutrónica formado por una serie de 12 esferas de polietileno (de dimensiones 3", 3.5", 4", 4.5", 5", 6", 7", 8", 9", 9.5", 10" y 12") con un detector activo de ³He en su centro, del tipo SP9. Para su empleo en el entorno de aceleradores se ha reemplazado este detector activo por uno pasivo consistente en una serie de láminas de Au de 15 mm de diámetro y 0,25 mm de espesor, que a través de la reacción ¹⁹⁷Au(n,γ)¹⁹⁸Au emiten un pico gamma de 411 keV que se mide posteriormente con un NaI(Tl) de 3"x3" convenientemente blindado. A partir de la medida de la actividad de saturación para cada lámina alojada en cada una de las esferas se determina el espectro neutrónico mediante un proceso de deconvolución, empleando el paquete de programas UMG 3.3, que tiene en cuenta la matriz del sistema y un espectro inicial. Esta matriz respuesta para el sistema constituido por el conjunto de esferas de Bonner y las láminas de Au ha sido calculada mediante técnicas Monte Carlo y posteriormente se ha validado en una fuente de ²⁵²Cf en el CMI (República Checa). Se han llevado a cabo medidas en varios puntos en el búnker de un ciclotrón modelo Cyclone 18/9 de IBA durante el proceso de producción de radioisótopos para PET.

Resultados y discusión

Las medidas se han realizado en dos puntos alrededor del blanco de producción de ¹¹C y en un mismo punto junto al blanco de producción de ¹⁸F pero en dos situaciones distintas, con el blindaje de polietileno abierto y cerrado. Como espectro inicial se ha empleado una simulación Monte Carlo y el espectro resultante se ha expresado en un total de 222 grupos de energía (20 por década) con el objetivo de obtener una resolución fina. Los espectros obtenidos comparan bien con los simulados previamente por Monte Carlo y permiten determinar tanto la distribución energética de la fluencia neutrónica, como las tasas de fluencia total o en los intervalos energéticos de interés. Los resultados obtenidos en tasa de fluencia total y tasa de equivalente de dosis ambiental están de acuerdo con medidas previas realizadas con anterioridad en otro ciclotrón de las mismas características, y con medidas de fluencia térmica realizadas con dosímetros termoluminiscentes y láminas de Au en diferentes puntos de las paredes del bunker del ciclotrón.

Conclusiones

A partir de un sistema de esferas Bonner con detector central de He-3 se ha desarrollado un sistema de espectrometría neutrónica reemplazando el detector activo por uno pasivo basado en la activación de láminas de Au. El sistema ha sido validado frente a una fuente de Cf en un laboratorio europeo de referencia y posteriormente se ha empleado en la caracterización neutrónica del entorno de un ciclotrón, con resultados acordes con simulaciones Monte Carlo y con medidas previas en otra instalación análoga.

Bibliografía

- [1]. Neutron energy spectra inside a PET cyclotron vault room .Vega-Carrillo, H.R. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 463 (2001) 375–386
- [2] Study of the neutron field in the vicinity of an unshielded PET cyclotron. Méndez, R., Iñiguez, M.P., Martí-Climent, J.M., Peñuelas, I., Vega-Carrillo H.R., Barquero, R., . Phys. Med. Biol. 50 (2005) 5141– 5152
- [3] Neutron spectrometry in a PET cyclotron with a Bonner sphere system. Fernández, F., Amgarou, K., Domingo, C., Quincoces, G., Martí-Climent, J.M., Méndez, R., Barquero, R., Radiat. Protect. Dosim. 126 (1-4), pp. 371-375 (2007).

ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA DOSIMETRÍA PERSONAL DE TRABAJADORES EXPUESTOS

Sánchez Muñoz FJ, Alejo Luque L, Mas Muñoz I y Serrada Hierro A

Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz. Madrid.
Correspondencia: francisco@campus-stellae.es

Palabras clave: Dosimetría personal, TPE, CND, estadística, dosis grupal, control de calidad.

Introducción y objetivos

El RD 783/2001 sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes es impreciso al establecer los límites dosimétricos entre público y trabajador profesionalmente expuesto (TPE), o entre las dos categorías de TPE A y B, al usar expresiones como “es muy improbable que”, quedando a criterio del Servicio de Protección Radiológica (SPR) de cada centro hospitalario el establecer con exactitud la probabilidad que delimita las diferentes categorías dosimétricas. Además, es conocida la problemática existente con el uso de los dosímetros personales, como por ejemplo el recambio inadecuado de los dosímetros o las pérdidas no declaradas. Esto redundaría en la asignación de dosis administrativas que los SPR deben corregir de acuerdo a criterios no consensuados hasta ahora. Entre las distintas alternativas utilizadas actualmente están las de no corregirlas o asignar valores dosimétricos de forma arbitraria.

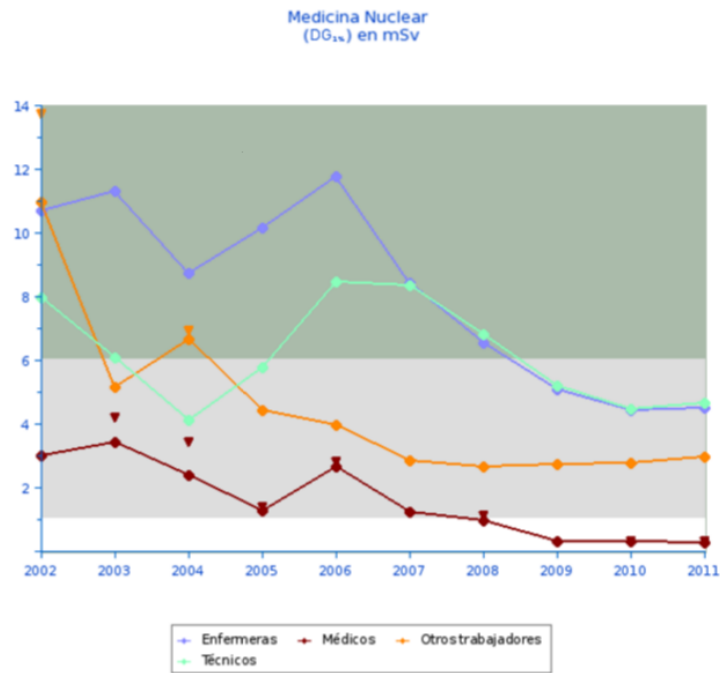
Por otra parte, los centros de dosimetría acreditados por el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) normalmente informan de la superación de los límites legales, o de alguna fracción de los mismos, pero no establecen criterios dosimétricos comparativos que indiquen si la dosis asignada a un TPE determinado es grande o pequeña en relación a la de sus compañeros. Con el fin de ayudar a resolver las dificultades mencionadas, se ha elaborado una aplicación que procesa estadísticamente los datos dosimétricos proporcionados por el Centro Nacional de Dosimetría (CND).

Material y métodos

Hemos definido la “Dosis Grupal f ” (DG_f) como la dosis anual que, en un grupo de trabajadores, puede ser superada en una fracción f de estos trabajadores. Así, por ejemplo, $DG_{0.12} = DG_{12\%}$ sería la dosis que sólo superarían el 12% de los trabajadores de ese grupo. La probabilidad mencionada en el artículo 20 del RD 783/2001, referida a la superación de los límites dosimétricos, se ha definido como la probabilidad de que sólo un 1% de los trabajadores asignados a un grupo dosimétrico dado reciban dosis superiores a dichos límites. Por lo tanto, se necesita establecer un método para el cálculo o sobreestimación de la $DG_{1\%}$. En grupos suficientemente grandes, la $DG_{1\%}$ puede calcularse, simplemente, hallando el percentil 99 de las dosis, pero en grupos pequeños esto no es posible y un cálculo alternativo exige asumir modelos de distribución de dosis (1). Con grupos de trabajadores tan pequeños, estos modelos no pueden más que conjeturarse y hay que validarlos. Para ello se han realizado hasta el momento 6 modelos estadísticos que calculan la $DG_{1\%}$, basándose todos ellos en los datos proporcionados por el CND en los años 2002 a 2011. Estos programas se han escrito en PHP5. Los parámetros de entrada son los datos dosimétricos de los TPE que proporciona la página web del CND, en formato CSV. Para calcular el valor anual de la $DG_{1\%}$, el programa sólo utiliza los datos dosimétricos de los trabajadores a los que no se les han asignado dosis administrativas. El algoritmo de búsqueda de los trabajadores con dosis administrativas se basa en la proporción existente entre los valores de dosis administrativas asignadas según recomendación del CSN (factor 20), lo que aparece reflejado en las dosis máximas mensuales de los archivos CSV. Los modelos programados son tanto teóricos como semiempíricos. Se seleccionarán los modelos que, dentro de un p -valor < 0.05 , mejor cumplan la condición de que un 1% de los TPE tengan su dosis por encima de la $DG_{1\%}$ del grupo al que pertenecen. Posteriormente, se validarán los modelos supervivientes con los datos dosimétricos de 2012 que nos llegarán durante febrero 2013.

Resultados y discusión

Se han aplicado los programas ya realizados a los TPE de nuestro centro hospitalario. A la derecha se muestra el tipo de gráfica de la $DG_{1\%}$ generada para cada servicio del hospital (en este caso, el Servicio de Medicina Nuclear). En caso de que existan TPE cuya dosis supera el $DG_{1\%}$ de su grupo (valor atípico u outlier), se muestra dicha dosis en la tabla en forma de triángulo invertido. Dado que el algoritmo utilizado es capaz de detectar a los TPE con dosis administrativas asignadas, es posible calcular el porcentaje de TPE que recambian el dosímetro regularmente, evidenciando los grupos en los que es más difícil hacer un control dosimétrico. El tiempo de ejecución de los programas realizados oscila, dependiendo del modelo, entre los 9 y 16 segundos para el análisis de 10 años de datos pertenecientes a unos 470 trabajadores. En un futuro próximo se pretende que el programa identifique a los TPE con valores atípicos de dosis para que sea posible realizar acciones correctoras sobre personas concretas que se irradian apreciablemente más que sus compañeros, y poder dar cumplimiento al criterio ALARA.



Conclusiones

Se ha definido explícitamente la probabilidad de superar un límite de dosis establecido en el RD 783/2001 como la probabilidad de que sólo un 1% de los trabajadores asignados a un grupo dosimétrico reciban dosis superiores a dichos límite. Resulta necesario consensuar la validez de este criterio. A falta de la validación del modelo estadístico con los datos de 2012, el programa ya es útil para visualizar tendencias y servir como control de calidad a la hora de determinar la efectividad de las acciones formativas de un SPR sobre los TPE a su cargo, facilitando la interpretación de las dosis recibidas. El programa nos proporciona información sobre el buen uso del dosímetro, permitiendo identificar los grupos dosimétricos que recambian su dosímetro inadecuadamente. Dado el poco tiempo de ejecución necesario para obtener resultados, el programa es una herramienta suficientemente rápida como para usarla de forma sistemática.

Bibliografía

(1) Bertrand L. Hansen, Prabhakar M. Ghare. Quality Control and Application. Prentice-Hall, Inc. Ediciones Díaz de Santos, S.A. ISBN: 84-87189-31-8.

CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA DEL SISTEMA DE DOSIMETRÍA PORTAL EPID ASI1000

Vicent Granado D, Carrasco Herrera MA, Gutiérrez Ramos SM,
Rodríguez Alarcón C y Herrador Córdoba M

UGC Radiofísica. Hospital Universitario Virgen del Rocío. Sevilla.
Correspondencia: vicentgranado@gmail.com

Palabras clave: Portal Dosimetry, caracterización dosimétrica, verificación

Introducción y objetivos

Aunque la aplicación principal del EPID (Electronical Portal Imaging Devices) es obtener imágenes del paciente para verificar el correcto posicionamiento del mismo durante el tratamiento, cada vez empieza a tomar más fuerza el uso del EPID para obtener imágenes dosimétricas. Se trata de una verificación pre-tratamiento que constata si la fluencia de radiación del acelerador está en concordancia con la obtenida en el planificador. Este sistema es denominado Portal Dosimetry por el fabricante, Varian Medical Systems. El objetivo de este trabajo ha sido realizar las pruebas necesarias para obtener una caracterización dosimétrica del EPID, que junto con la calibración del mismo son esenciales para poder verificar tratamientos.

Material y métodos

La caracterización se ha realizado en un EPIDs aSi1000 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA), con un área sensible de 30x40 cm² y una resolución de 764x1024 pixel, montado en un acelerador Varian Clinac 2100 DHX. Las imágenes fueron analizadas con el software Portal Dosimetry. Se realizaron distintas pruebas con fotones de 6MV, a una distancia SSD de 100 cm. Reproducibilidad; Para un tamaño simétrico de 20x20 se irradian, con una tasa de 300 UM/min, 3 campos con 20 UM y otros 3 con 200 UM. Se obtiene el valor medio de píxel en un ROI de 20x20 píxels posicionado sobre el eje central. Linealidad; Se irradia un campo de 15 x15 con distintas unidades de monitor. Se determina el valor medio de píxel en un ROI de 10x10 en el centro de la imagen. Ghosting; Es una remanencia de una imagen previamente adquirida, asociada a la persistencia de cargas eléctricas residuales. Para el estudio se realizaron tres series de medidas con tres campos cada una: 10x10 cm, 20x20 cm y 20x20 cm consecutivos en el menor tiempo posible. Las series de medida fueron las siguientes:

1ª serie: 500 UM para el primer campo y 10 UM para los otros dos, 2ª serie: 50 UM para el primer campo y 10 UM para los otros dos, 3ª serie: 50 UM para los tres campos. Los valores para las imágenes de los campos grandes se normalizan en una región dentro del campo 20x20 pero fuera del campo 10x10. Se analizan los perfiles centrales de las imágenes. Efecto de la gravedad; Se irradia un campo 20x20 para ángulos comprendidos entre 0 y 330°, en incrementos de 30°. Se compararon todas las imágenes con la imagen obtenida para 0°, que fue tomada como referencia. Dependencia con la tasa de dosis; Se irradia un campo 15x15 con las distintas tasas de dosis de las que dispone el acelerador. Se determinó el valor medio de píxel en un ROI central de 10x10 píxels.

Resultados y discusión

Reproducibilidad: Las desviaciones respecto a la media fueron menores al 0.3 % para ambos casos. Linealidad: Se encuentra una respuesta lineal con la dosis tal y como se esperaba, con un coeficiente de correlación r^2 igual a 1. Para todos los puntos medidos se encuentra una diferencia menor de 0.2 UM. Los valores medidos para bajas dosis son mayores que los esperados según el modelo lineal. Para estudiar con más detalle el comportamiento lineal a bajas dosis, se determinó la razón entre la dosis medida y la entregada, normalizándolos al valor obtenido para 500 UM, encontrándose una diferencia del 23% con el valor tomado como referencia. Ghosting: Se obtiene un ghosting negativo, que implica una pérdida de sensibilidad en la zona preirradiada, siendo esta pérdida mayor en la primera de las series de medidas. Se produce un descenso en la señal del 56% en la primera de las series, y un descenso medio del 30% en las otras dos, lo que indicaría que el ghosting depende del número de UM de la imagen previa. En la primera serie de medidas, la irradiación previa fue de 500 UM, muy superior a las UM de la mayoría de campos clínicos, por lo que el ghosting en las imágenes de tratamientos clínicos debe estar menos latente. Gravedad: Se observa una variación con el ángulo de giro del gantry, siendo mayor la variación a medida que nos alejamos de la posición tomada como referencia (ángulo de gantry 0°). Para determinar si las variaciones son debidas a diferencias en la dosis medida o se deben a una dislocación, se realizaron medidas del valor medio de píxel en los cuatro cuadrantes de cada una de las imágenes, aunque los valores de píxel obtenidos en los distintos cuadrantes difieren poco entre sí para los distintos ángulos, las variaciones son mayores en la mitad del EPID más próxima al gantry y para los ángulos próximos a 180°. Dependencia con la tasa de dosis: No se observa una dependencia significativa con la tasa de dosis, obteniéndose una diferencia menor del 0.2% respecto al valor promedio.

Conclusiones

Se han estudiado las propiedades dosimétricas del EPID, y los resultados presentados en este trabajo muestran que tiene las características necesarias para poder ser usado en la obtención de imágenes dosimétricas.

Bibliografía

Ann Van Esch, Tom Depuydt, Dominique Pierre Huyskens. The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields. *Radiotherapy and Oncology* 71 (2004) 223–234

COMPARACIÓN DE DOSÍMETROS PERSONALES PARA LA MEDIDA DE DOSIS DISPERSA EN UNA SALA DE RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

Sánchez RM¹, Vano E^{1,2}, Fernández JM^{1,2}, Ginjaume M³, Duch MA³, López-Vilanova N³ y Sempau J³

¹Servicio de Física Médica, Hospital Clínico San Carlos, Instituto de Investigación Sanitaria del Hospital Clínico San Carlos, Madrid.

²Departamento de Radiología, Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid, Madrid.

³Instituto de técnicas Energéticas, Universidad Politécnica de Cataluña. Barcelona.

Correspondencia: robertomariano.sanchez@salud.madrid.org

Palabras clave: Protección radiológica, cardiología intervencionista, dosis ocupacionales.

Introducción y objetivos

La investigación sobre la monitorización del personal que trabaja en técnicas intervencionistas guiadas por fluoroscopia se ha convertido en una prioridad desde la reciente modificación del límite de dosis para el cristalino de 150 a 20 mSv/año por parte de la Comisión Internacional de Protección Radiológica [1]. La Comisión Europea, en su borrador para la nueva directiva sobre Normas Básicas de Seguridad ha incorporado este nuevo límite para cristalino que, en cuanto la directiva entre en vigor, deberá ser traspuesto a las distintas legislaciones de los países miembros de la Unión Europea[2]. En este trabajo se compara la respuesta de distintos tipos de detectores utilizados en dosimetría personal, en instalaciones de radiología intervencionista, con el objetivo de estudiar su viabilidad para ser usados en este ámbito.

Material y métodos

Se han utilizado dosímetros OSL de Al₂O₃:C (Landauer Europe), de los modelos "nanodot" [3] que son dosímetros individuales de 0.2x1x1 cm³ y del modelo personal "inlight". Dosímetros electrónicos "DoseAware" (Philips Sistemas Médicos) y EDP MK 2.3 (Thermo Scientific)[4]. Los dosímetros de termoluminiscencia (TLD) modelo GR-200A de LiF:Mg,Cu,P (Solid State Detector Laboratory) se han usado en formato de bolsas conteniendo dos detectores en cada una y en portadosímetros personales conteniendo cada uno de ellos 4 detectores bajo distintos filtros. Estos últimos se han utilizado como dosímetros de referencia. Con los dosímetros TLD se ha estimado la calidad de la radiación dispersa a partir de la relación entre las lecturas de los detectores sometidos a distintas filtraciones. La calibración de los dosímetros se ha realizado en un laboratorio acreditado por ENAC (Entidad Nacional de Acreditación), en las calidades RQR-6 (CHR 3,01 mmAl) y RQR-9 (CHR 5,0 mmAl) para medida de Hp(10). Así mismo se ha comprobado que los dosímetros electrónicos DoseAware cumplen con las especificaciones del fabricante: Hp(10) ±20%, para las calidades ISO de espectro estrecho entre N40-N120, y tasas de dosis entre 40-150 mSv/h[4]. Los dosímetros han sido irradiados en una sala dedicada a radiología vascular con un equipo de rayos X Philips Allura Xper FD10/20. Se han reproducido las condiciones de trabajo rutinario colocando en la mesa de operaciones un maniquí antropomórfico Rando (the phantom laboratory) con el abdomen en el isocentro. Los dosímetros utilizados para la medida de la radiación dispersa han sido colocados en placas de metacrilato de dimensiones 30x30x10 cm³ sobre la mesa de operaciones y enfrentados al maniquí, a una distancia de 65 cm desde el eje del haz hacia los pies del maniquí antropomórfico. En el ámbito de la radiología intervencionista se usan haces de diversos kV y filtraciones añadidas dependiendo del protocolo de adquisición de imágenes seleccionado. Si el protocolo de adquisición es con series de sustracción digital (DSA), se suelen usar haces con poca o ninguna filtración añadida. Si la imagen se necesita para guiar un catéter, suelen usarse haces de fluoroscopia de alta filtración que utilizan bajas dosis para el paciente aunque con una calidad de imagen más pobre que en las series de sustracción digital. El maniquí que simula el paciente ha sido expuesto a los siguientes tipos de haces pulsados usados en rutina clínica: 1) DSA, 3 pulsos/s 80 kV, 44 mAs, sin filtración añadida, 2) Fluoroscopia baja, 15 pulsos/s, 92 kV, 11,6 mA, 0,9 mm Cu + 1 mm Al de filtración añadida y 3) Fluoroscopia alta, 15 pulsos/s, 79 kV, 12,7 mA, 0.1 mm Cu + 1 mm Al de filtración añadida, con un tamaño de campo cuadrado de 27 cm de diagonal a la distancia del detector de imagen (99 cm).

Resultados y discusión

La calidad de la radiación dispersa estimada a partir de las lecturas de los dosímetros TLD ha sido cercana a la RQR-6 para los haces 1 y 3 (con ninguna o poca filtración) y más cercana a la calidad RQR-9 para el haz 2 (fluoroscopia baja, con alta filtración). Se han usado los factores de calibración para esas calidades para estimar las dosis equivalentes. En la tabla siguiente se presentan las medidas de Hp(10) de los TLD de referencia y las diferencias relativas de los otros sistemas dosimétricos respecto a dichas medidas para los tres haces utilizados:

Para las calidades de haz directo utilizadas, los dosímetros TLD individuales han sobreestimado la dosis entre un 8 y un 21%, y los dosímetros OSL, tanto en formato nanodot, como los personales, han subestimado las dosis entre un -8 y un -19%. Los dosímetros electrónicos tienden en general a sobreestimar las lecturas respecto al TLD.

	80 kV sin filtración	92 kV 0.9Cu+1Al	79kV 0.1Cu+1Al
TLD personal	48 μ Sv	37 μ Sv	32 μ Sv
TLD individual	+8%	-13%	+21%
OSL nanodot	-17%	-10%	-19%
OSL personal	-8%	-10%	-10%
Philips DoseAware	+2%	+6%	+22%
Thermo EDP MK 2.3	+4%	-5%	+9%

Conclusiones

Todos los dosímetros han respondido razonablemente teniendo en cuenta las bajas dosis medidas (menores de 50 μ Sv). Estas dosis podrían ser las típicas recibidas en un procedimiento de radiología o cardiología intervencionistas sobre delantal, si se utiliza la protección de una mampara de 0.5 mm Pb equivalente [5]. En concreto, los OSL nanodot, por su pequeño tamaño podrían utilizarse para la medida de dosis cerca del cristalino. Si bien hay que tener en cuenta que en este experimento controlado, se ha corregido la respuesta de los dosímetros por las posibles diferencias en calidad de haz y se han evitado angulaciones entre los dosímetros y el campo de radiación que pudieran afectar a la respuesta de los dosímetros OSL nanodot[3] y electrónicos. Serían necesarias más validaciones en condiciones clínicas reales, dónde tanto la calidad del haz como la respuesta angular no sean controladas.

Agradecimientos. Este trabajo ha sido financiado parcialmente por el Consejo de Seguridad Nuclear, proyecto EVC.F01CSN. Agradecemos a Landauer Europa por su ayuda para acceder al sistema de dosimetría OSL microStar.

Bibliografía

- [1] International Commission on Radiological Protection. Statement on tissue reactions. Abril 2011. Disponible en: <http://www.icrp.org/docs/ICRP%20Statement%20on%20Tissue%20Reactions.pdf>.
- [2] European Commission. Proposal for a Council Directive laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation. Brussels 30.05.2012. COM(2012) 242 final. http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation_protection/doc/2012_com_242.pdf
- [3] Rani M, Al-Senan and Mustapha R Hatab. Characteristics of an OSLD in the diagnostic energy range. Med Phys (2011); 38: 4396-4405
- [4] Chiriotti S, Ginjaume M, Vano E, Sanchez RM, Fernandez JM, Duch MA, Sempau J. Performance of several active personal dosimeters in interventional radiology and cardiology. Radiat Meas (2011), 46: 1266-1270.
- [5] Vanhavere, F., Carinou, E., Domienik, J., Donadille, L., Ginjaume, M., Gualdrini, G., Koukorava, C., Krim, S., Nikodemova, D., Ruiz-Lopez, N., Sans-Mercé, M., Struelens, L. Measurements of eye lens doses in interventional radiology and cardiology: final results of the ORAMED project, Radiat Meas (2011), 46:1243-1247.

ACREDITACIÓN DE SISTEMA DE DOSIMETRÍA AMBIENTAL TLD: VALIDACIÓN E INCERTIDUMBRE DEL MÉTODO

Rodríguez Jiménez R, Romero Gutiérrez AM y López Moyano JL

CIEMAT. Dosimetría de Radiaciones. Madrid.
Correspondencia: rafael.rodriguez@ciemat.es

Palabras clave: Dosimetría Ambiental, termoluminiscencia, acreditación.

Introducción y objetivos

Los autores del trabajo proporcionan la vigilancia dosimétrica ambiental pasiva de unas 100 estaciones mediante dosímetros termoluminiscentes (TLD) en dos ámbitos de las instalaciones: durante largos períodos (2 o más meses) para los programas de vigilancia radiológica (PVRA) de las instalaciones, y mensualmente para efectuar la vigilancia de área. El trabajo muestra los resultados obtenidos en la validación del método empleado, así como el cálculo de la incertidumbre. El método de determinación de la dosis equivalente ambiental $H^*(10)$ con la norma ISO-17025:2005 [1] tiene acreditación ENAC desde abril de 2012. El objetivo de los autores es difundir la experiencia práctica adquirida durante el proceso de acreditación, dedicando una atención especial al procedimiento de validación del método y a la estimación de la incertidumbre de los sistemas dosimétricos.

Material y métodos

El laboratorio de dosimetría ambiental TLD dispone de los siguientes sistemas:

- 1) Dosímetros TLD: TLD-100 de Harshaw y GR-200 de Conqueror Electronics.
- 2) Lectores semiautomáticos de dosímetros TLD: Harshaw 5500.
- 3) Irradiador beta de dosímetros TLD: Harshaw 2000-DI.
- 4) hornos automáticos y programables para dosímetros TLD: PTW TLDO.

De acuerdo con el plan de validación establecido en el laboratorio, los métodos empleados en dosimetría ambiental están referidos a:

- 1) Requisitos técnicos contenidos en la norma IEC 1066:1991 [2] para los sistemas de dosimetría termoluminiscente, relativos a: la respuesta en función de la energía, la estabilidad de la señal (fading), homogeneidad y reproducibilidad de la lectura, linealidad señal-dosis, dosis residual y umbral de detección.
- 2) Evaluación de los factores de influencia (documento de validación del laboratorio) en la evaluación de la dosis mediante sistemas TLD: calibración de lectores, cálculo del factor de calibración individual de los dosímetros TLD, obtención del factor de fading de dosímetros TLD, cálculo de la dosis de tránsito.

La estimación de la incertidumbre se ha realizado siguiendo la metodología establecida en la norma ISO/IEC Guide 98 Part 3: "Guía para la expresión de la incertidumbre en la medición" [3]

Resultados y discusión

Se efectuaron los ensayos correspondientes a los métodos referidos, obteniéndose los siguientes resultados, que contiene el documento de validación del laboratorio:

1. En relación a los requisitos técnicos de la norma IEC 1066:1991 [2] para los sistemas de dosimetría termoluminiscente, los ensayos realizados se encontraron dentro de los límites de aceptabilidad que precisa la norma.
2. La validación también utilizó los resultados de la participación en intercomparaciones, así como el seguimiento de los factores de influencia en la evaluación de la dosis durante los últimos años: calibraciones anuales de los lectores, evolución de los factores de calibración individual (control de calidad) de los dosímetros, homogeneidad y reproducibilidad del sistema de lectura.
3. Para completar la validación se utilizaron los resultados anteriormente obtenidos para evaluar la estabilidad de la señal (fading) y el cálculo de la dosis de tránsito de los dosímetros ambientales. La estimación de la incertidumbre de medida se definió a partir de la calibración, la variación de sensibilidad del lector, el valor de la señal neta de la lectura (lectura cero), los valores de los factores individuales de calibración de los dosímetros, su respuesta energética y la dosis de tránsito. Para cada componente, se asignó una función de distribución de probabilidad basada en el tipo de incertidumbre, en los resultados de la caracterización del sistema dosimétrico y en el análisis estadístico. La determinación de la dosis equivalente ambiental, $H^*(10)$ se efectúa con una estimación global de la incertidumbre según establece la ley de propagación de incertidumbres de la norma ISO/IEC Guide 98 [3]. El resultado es una incertidumbre combinada $u=12\%$ ($k=2$).

Conclusiones

A la vista de los resultados, queda demostrado que el sistema dosimétrico cumple los requisitos de la norma IEC 1066:1991 [1], completándose la validación con los resultados que se discuten en el trabajo, y que la incertidumbre satisface los requisitos de precisión, por lo que el método se considera validado y apto para el fin previsto.

Bibliografía

- [1] International Organization for Standardization, ISO/IEC 17025. General requirements for the competence of testing and calibration laboratories (2005).
- [2] International Electrotechnical Commission, IEC 1066. Thermoluminescence dosimetry systems for personal and environmental monitoring (1991).
- [3] International Organization for Standardization, ISO/IEC Guide 98 Part 3: “Guía para la expresión de la incertidumbre en la medición” (2008).

DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SOFTWARE PROPIO PARA LA DOSIMETRÍA MULTICANAL CON PELÍCULA RADIOCRÓMICA EBT2

Jiménez Feltström D, Reyes García R, Luis Simón FJ, Carrasco Herrera M, Sánchez Carmona G y Herrador Córdoba M

Servicio de Radiofísica. Hospital Virgen del Rocío. Sevilla.
Correspondencia: djimenezfeltstrom@hotmail.com

Palabras clave: Dosimetría con películas, películas radiocrómicas, Dosimetría Multicanal, EBT2

Objetivos

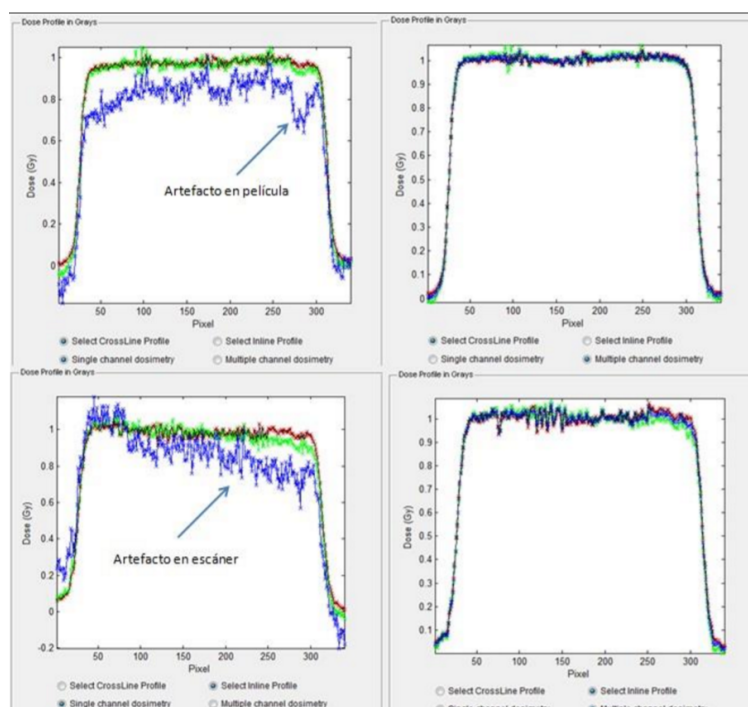
Elaborar un software propio para dosimetría multicanal con película radiocrómica EBT2. Comparar los resultados que con su uso se obtienen en dosimetría multicanal y monocanal. Comprobar que la dosimetría multicanal elimina gran parte de los artefactos debidos a suciedad, huellas, ralladuras, etc. en la película radiocrómica así como artefactos del escáner.

Material y métodos

Se han utilizado películas radiocrómica EBT2 de Gafchromic(1), escáner Epson Expression 10000 XL, ordenador Dell Studio 1749 Intel® Core™ i5 2.27 GHz y el Software GNU Octave. Hemos desarrollado un programa informático utilizando el software de libre distribución compatible con Matlab GNU Octave. Una vez irradiadas las películas se ajustan las transmitancias a una función racional mediante mínimos cuadrados para obtener las curvas de calibración. Se obtienen así tres parámetros por canal. Con cada una de estas curvas se puede realizar dosimetría monocanal (rojo, verde y azul). El programa permite volver a realizar el cálculo utilizando una corrección multicanal. Para ello se define una función Omega (Ω) que es suma de los cuadrados de las diferencias de las dosis que se obtienen con los canales rojo, verde y azul y en ella las transmitancias dependen de un parámetro delta (Δ) que se obtiene al minimizarla. Para efectuar la corrección multicanal se obtiene Δ en cada pixel de la matriz^(2,3,4)

Resultados y discusión

Nuestro programa realiza todos los pasos de forma automática desde la introducción de la película escaneada con lo que se optimiza el trabajo dosimétrico. Hemos comprobado que la utilización de la corrección multicanal, a partir de la información almacenada en el canal azul de la película, reduce los artefactos debido a suciedad, huellas, etc, en la misma, así como los introducidos por el escáner tal y como se muestra en las gráficas. No obstante, para campos grandes, la corrección obtenida no es óptima para los artefactos introducidos por el escáner, por lo que estamos desarrollando una corrección adicional.



Conclusiones

Hemos elaborado nuestro propio software para verificar si es cierta la posibilidad de la corrección mediante el canal azul. Hemos podido comprobar la bondad de nuestra corrección, lo que contribuye a la mejora del proceso de dosimetría con películas radiocrómicas.

Bibliografía

- [1] Gafchromic® EBT2 SELF-DEVELOPING FILM FOR RADIOTHERAPY DOSIMETRY 7/10/2010.
- [2] Micke, A., Lewis D.F., Yu X. "Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction," Med Phys, 38(5), 2523-2534 (2011).
- [3] An Efficient Calibration Protocol for Radiochromic Film, April 2011 available at www.filmqapro.com.
- [4] An Efficient Measurement Protocol for Radiochromic Film, April 2011 available at www.filmqapro.com.

ESTUDIO DE LA HOMOGENEIDAD Y LA SIMETRÍA DE UN HAZ DE FOTONES DE 6 MV PARA BAJAS UM Y DIFERENTES TASAS DE DOSIS NOMINALES

Ramírez Ros JC¹, Navarro Guirado F², Jerez Sainz MI¹, Lobato Muñoz M¹, Jódar López CA¹, Ruiz López MA¹, Carrasco Rodríguez JL¹ y Pamos Ureña M¹

¹Hospital Virgen de la Victoria, Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Málaga.

²Hospital Carlos Haya, Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Málaga.

Correspondencia: jramirezros@gmail.com

Palabras clave: Control de calidad, acelerador lineal, IMRT, VMAT

Introducción y objetivos

En los tratamientos de IMRT y de VMAT son frecuentes los segmentos en los que el número de UM es bajo. Además, en los tratamientos de VMAT la tasa de Dosis nominal (TDN) puede variar. En el acelerador lineal de que disponemos, un Elekta Synergy con colimador MLC Beam Modulator (ancho de lámina en el isocentro de 4mm y tamaño máximo 21 x 16 cm x cm), la TDN puede tomar los valores 600, 300, 150, 75, 37 y 18 UM/min, Hemos evaluado la homogeneidad y la simetría del haz para el tamaño de campo máximo, mediante las definiciones IEC, para bajas UM y su variación con la TDN.

Material y métodos

Las medidas se realizan utilizando una matriz 2D de cámaras de ionización (PTW seven29) a DFD = 100 cm y colocando sobre el dispositivo 3.5 cm de plástico RW3 (PTW). Realizamos las medidas con campos independientes, no con segmentos de IMRT, debido a que cada cámara presenta fugas que no siempre van en el mismo sentido. Desarrollamos una utilidad para evaluar los ficheros de la matriz y calcular la homogeneidad y simetría. Empleamos las definiciones IEC, para la zona del perfil dentro del 80% del tamaño de campo:

$$\text{Homogeneidad} = D_{\text{máx}} / D_{\text{mín}} \quad \text{Simetría} = (D(x)/D(-x))_{\text{máx}}$$

Resultados y discusión

La homogeneidad y simetría que se obtienen están dentro de los valores que se presentan en la literatura y las tolerancias [1], [2]. En concreto para la TDN de 600 UM/min, la homogeneidad crossPlane está por debajo de 1.025 y en torno a 1.03 para la inPlane hasta 2 UM. La simetría presenta también un buen comportamiento y está para inPlane entorno a 1.025 y para crossPlane entorno a 1.01 hasta 2 UM. Por debajo de 2 UM, la homogeneidad se mantiene por debajo de 1.045 y la simetría, por debajo del 1.03. El comportamiento a diferentes TDN es similar, si bien se observa que según disminuye la TDN, tanto la homogeneidad como la simetría crossPlane aumentan sus valores mientras que las correspondientes inPlane, disminuyen. En cualquier caso, la homogeneidad y la simetría crossPlane se mantiene por debajo de 1.035 hasta 3 UM para todas las TDN.

Conclusiones

La homogeneidad y simetría del haz de 6 MV del acelerador lineal presentan un buen comportamiento para bajas UM y diferentes tasas de Dosis nominales. Podemos emplear segmentos a bajas UM en los tratamientos de IMRT y a diferentes Tasas Nominales en los de VMAT.

Bibliografía

[1] Rodríguez Rodríguez, C., López Fernández, A., Sáez Beltrán, M., Martín Martín, G., Alonso Iracheta, L. Medida de los parámetros dosimétricos para bajo número de unidades monitor en IMRT segmentada estática administrada por aceleradores lineales Siemens Artiste, Revista de Física Medica, 2012.

[2] Protocolo de Control de Calidad en Aceleradores de Electrones para Uso Medico, SEFM, 2009.

ESTUDIO DE LA DEPENDENCIA DE LA CÁMARA DE IONIZACIÓN SOURCECHECK CON LA PRESIÓN

Tornero-López AM¹, Ruiz-Arrebola S¹, Moreno-Torres M¹, Simancas F², Guerrero R¹, Guirado D¹

¹Unidad de Radiofísica, Hospital Universitario San Cecilio de Granada. Granada.

²Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Granada. Granada.

Correspondencia: ana.tornero@gmail.com

Palabras clave: Braquiterapia. Implantes permanentes. Calibración. Dosimetría.

Introducción y objetivos

En braquiterapia de baja tasa con semillas de I-125 se utilizan de modo muy habitual los dos equipos ionométricos siguientes: la cámara plano paralela de ionización SourceCheck, asociada al electrómetro UNIDOS (PTW); y la cámara de ionización tipo pozo HDR1000-PLUS, asociada al electrómetro MAX4000 (Standard Imaging). Las medidas de la intensidad de kerma en aire, S_k , para las semillas de I-125 realizadas con la cámara HDR1000-PLUS deben ser corregidas, además de por el factor usual de presión y temperatura (K_{pt}), por un factor adicional [1]. Este factor puede ser muy importante: supone una corrección a la baja del 3 al 4% para una localidad que esté a 700 m sobre el nivel del mar. La cámara SourceCheck no ha sido objeto de un estudio para caracterizar su comportamiento con la presión, como se ha hecho con la HDR1000PLUS. Debido a la importancia de la precisión en la medida de fuentes de fotones de baja energía, como las semillas de I-125 empleadas en braquiterapia, y el uso tan extendido de la SourceCheck en Europa, en este trabajo nos proponemos estudiar si esta cámara presenta alguna dependencia con la presión además de la incluida en el factor de presión-temperatura usual.

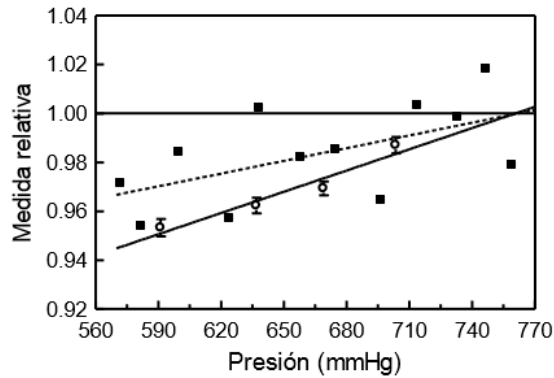
Material y métodos

Para comprobar si el factor de corrección adicional sugerido por Griffin et al., [1] era de aplicabilidad general o, en cambio, dependía de la cámara particular de cada usuario, se realizó un experimento que consistió en tomar una serie de medidas a diferentes presiones para una semilla de I-125 con una cámara HDR1000-PLUS. Dicho experimento se llevó a cabo con facilidad dada la situación geográfica de nuestra ciudad, la cual permite viajar desde el nivel del mar hasta altitudes de 3000 m, con lo que se cubre un rango de presiones desde 580 hasta 770 mmHg aproximadamente. Para tener un modo adicional de corregir por el factor de presión y temperatura usual, y evaluar la influencia que tiene la incertidumbre de la medida de estas magnitudes, se realizaron medidas en todas las etapas con una fuente de Sr-90/Y-90 cuyo resultado debe ser independiente del factor adicional de presión, dadas las características de su emisión radiactiva. Con ellas es posible calcular un factor de presión-temperatura que puede compararse con el obtenido mediante el cálculo usual. Durante el experimento descrito se tomaron también medidas de la misma semilla y en las mismas etapas con la cámara SourceCheck. La idea fue emplearla como referencia, ya que se supone que este dispositivo no presenta un efecto dependiente de la presión como el descrito para la cámara HDR1000-PLUS. Sin embargo, durante el análisis de los datos obtenidos con la cámara SourceCheck, se observó un comportamiento distinto al esperado: una posible dependencia adicional de la presión, una vez aplicado el factor K_{pt}. Dado el gran ruido estadístico de los datos experimentales, se determinó realizar otro experimento similar con condiciones de medida cuidadosamente controladas; es decir, con un mayor control de estabilidad de los factores atmosféricos y con una serie de 5 medidas por etapa, para una adecuada caracterización de la incertidumbre de la medida.

Resultados y discusión

Los datos correspondientes al primero de los experimentos descritos con la SourceCheck se presentan en la Figura 1 mediante cuadrados; las incertidumbres son menores que el símbolo empleado para representarlos, lo que muestra que se han estimado inadecuadamente. Puede observarse un comportamiento que parece consistir en una infra-corrección del factor K_{pt}. Esto es justo lo contrario de lo que acontece para la cámara HDR1000-PLUS [1]. En el segundo experimento no fue posible tomar más de cuatro datos, no obstante éstos presentan un menor ruido, una incertidumbre bien caracterizada (que corresponde a un factor de cobertura $k=2$ en la figura) y ratifican el comportamiento anteriormente mostrado, como puede observarse en la Figura 1 (círculos).

A pesar de que el estudio se encuentra en fase preliminar y no ha podido completarse, parece existir una evidencia suficiente de que la cámara SourceCheck tiene una dependencia con la presión que debe ser caracterizada, determinada por cada usuario, y tenida en cuenta en las medidas que se realicen; ya que este efecto, como se puede observar en la Figura 1, puede suponer del 1.5% al 2% de diferencia entre las medidas tomadas en ciudades cuyas altitudes determinan una presión en torno a los 700 mmHg (Albacete, Granada o Madrid) y las medidas realizadas para la calibración de la cámara de ionización, en las que típicamente se tiene en cuenta una presión de referencia de 760 mmHg.



Conclusiones

Al contrario de la cámara HDR1000PLUS, de uso muy extendido en los Estados Unidos de América, la cámara SourceCheck, más utilizada en Europa, no ha sido objeto de un estudio riguroso que caracterizara su comportamiento con la presión. Nuestro, hasta ahora, estudio preliminar de la SourceCheck muestra un comportamiento de este dispositivo que debería ser tenido en cuenta en las medidas realizadas por los usuarios de esta cámara que se encuentren en lugares a una altitud sobre el nivel del mar considerable (por encima de los 500 m). En el trabajo que nos proponemos llevar a cabo abordaremos el estudio detallado de este comportamiento de dos modos distintos: (1) estudio del comportamiento de la SourceCheck con la presión bajo unas rigurosas condiciones de estabilidad alcanzadas en una cámara presurizada; (2) análisis Monte Carlo de dicho comportamiento con el código PENELOPE.

Bibliografía

[1] Griffin SL, DeWerd LA, Micka JA, Bohm TD. The effect of ambient pressure on well chamber response: Experimental results with empirical correction factors. *Med Phys* 2005;32:700-9.

METODOLOGÍA PARA INCLUIR UNA CORRECCIÓN POR OFFSET EN LA CALIBRACIÓN DE UN DISPOSITIVO DE VERIFICACIÓN 2D BASADO EN DIODOS

Ramírez Ros JC, Pamos Ureña M, Jerez Sainz M, Lobato Muñoz M, Jódar López, CA, Ruiz López MA y Carrasco Rodríguez JL

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Virgen de la Victoria, Málaga.
Correspondencia: jcramirezros@gmail.com

Palabras clave: Control de calidad, acelerador lineal, IMRT, VMAT, dosimetría

Introducción y objetivos

Nos planteamos la determinación a bajas UM de la Homogeneidad y Simetría de un haz de 6 MV en un acelerador lineal mediante la matriz de diodos MapCheck2 de Sun Nuclear. Los perfiles para bajas UM, presentan un alto nivel de ruido. Comparando perfiles medidos en la misma sesión, el ruido se reproduce, lo que parece indicar que se puede deber a un Offset individual de cada detector. Nos planteamos introducir una matriz de corrección para minimizar este efecto y aplicarla en medidas posteriores y en las verificaciones de IMRT y VMAT.

Material y métodos

Realizamos cinco medias para varias UM (1, 3, 5, 10, 25, 50 y 100) con el MapCheck2 para un haz de 6 MV a DFD = 100 cm con un espesor adicional de 3 cm (5 cm nominal). Obtenemos los promedios para cada diodo y UM. Realizamos un ajuste lineal de la Dosis con las UM, donde la ordenada en el origen para cada diodo representa su offset. Tenemos, pues, una matriz de offsets, que aplicamos a medidas posteriores. En cada sesión de medidas, se genera una calibración, calculada como cociente entre la Dosis del día y la señal del día para el diodo central. Comoquiera que el diodo central presenta un offset, el factor será mayor o menor si el offset del diodo central es menor o mayor que cero, respectivamente, del que se obtendría con offset cero. Aplicamos para la medida de cada diodo la corrección:

$$Si' = \left(\frac{Si \times (Dc \times Fc)}{(Dc - Do,dc)} \right) - Do,i / Fc$$

donde Si' es la señal del diodo i corregida por offset, Si es la señal del diodo i , tal y como aparece en el fichero MapCheck, en el *tag Corrected Counts*, Dc es la dosis de calibración del día, medida con cámara, Fc es el factor de calibración (cociente entre la Dosis de calibración del día y la señal del día del diodo central), Do,dc es el offset del diodo central y Do,i es el offset del diodo i .

Resultados y discusión

El dispositivo de verificación 2D basado en diodos MapCheck2 tiene un procedimiento para la calibración interna de los diodos, basado en varios disparos a DFD = 100 cm. Con este procedimiento se obtiene una matriz de corrección por la ganancia de cada detector. Además, en cada medida se corrige internamente por el fondo. Aun así, podemos observar un ruido organizado, que disminuye al aplicar la matriz de corrección por offset. Queda por evaluar la repetibilidad del procedimiento de obtención del offset y su constancia en el tiempo. El resultado de verificar planos de Dosis de tratamientos de IMRT y VMAT aplicando la corrección o sin aplicarla es, en los planos que se han verificado hasta ahora (5 planos), hacia un mayor porcentaje de puntos que cumplen el criterio gamma (3% y 2 mm).

Conclusiones

Planteamos una metodología para corregir por offset los planos de Dosis del dispositivo de verificación 2D MapCheck2. Esta metodología proporciona una matriz de corrección por Offset que se aplica en la calibración por Dosis debido al Offset del diodo central así como la corrección del Offset de cada diodo en cada adquisición.

PRUEBAS DE ACEPTACIÓN PARA ELECTRÓMETROS USADOS EN RADIOTERAPIA: PROPUESTA Y ESTUDIO COMPARATIVO

Moreno-Torres M, Tornero-López AM, Ruiz-Arrebola S, Guirado D, Vilches M

Unidad de Radiofísica Hospitalaria y Protección Radiológica, Hospital Universitario San Cecilio de Granada. Granada.
 Correspondencia: miguelmtt@hotmail.es

Palabras clave: Dosimetría. Equipos ionométricos. Radioterapia .

Introducción y objetivos

La norma IEC 60731 [1] establece una serie de requerimientos que deben cumplir los electrómetros utilizados para dosimetría en radioterapia, así como las pruebas necesarias para evaluarlos. Considerando la importancia de comprobar internamente el buen funcionamiento de los equipos de medida de un servicio de radiofísica, seleccionamos las pruebas más relevantes de la norma IEC, las adaptamos al material normalmente disponible en un hospital y las aplicamos a 4 electrómetros utilizados frecuentemente en el ámbito hospitalario. Los resultados obtenidos se comparan entre sí y con los valores proporcionados por los fabricantes.

El objetivo principal de este trabajo es, primero, esbozar las pruebas de aceptación para los electrómetros empleados en radioterapia y, después, realizar un análisis comparativo del rendimiento y de las características funcionales de cuatro electrómetros de “categoría de referencia” (reference class, RC).

Material y métodos

- 4 electrómetros RC: UNIDOS (PTW), DOSE1 (IBA dosimetry), MAX4000 (Standard Imaging), PC Electrometer (Sun Nuclear Corporation).
- 2 cámaras de ionización PTW 30010.
- 2 fuentes de estabilidad de Sr-90/Y-90 de idéntica construcción y con alojamiento para la cámara PTW 30010.
- Ordenador y software para el manejo de los electrómetros.

Los métodos empleados se basan en las pruebas que establece la norma IEC 60731, y se han seguido los procedimientos en ella descritos. Se realizan las siguientes pruebas: tiempo de estabilización, linealidad, repetibilidad, deriva del cero (zero drift), desviación del cero (zero shift) y corriente de fuga. En las pruebas que requieren inyección de carga, la fuente de corriente se ha sustituido por una cámara de ionización en presencia de una fuente de estabilidad. Las pruebas de tiempo de estabilización se han realizado sin radiación, con y sin cámara conectada, y con radiación, en el encendido, para cambio de polaridad y para voltaje reducido. Se analiza asimismo la forma del transitorio para cada electrómetro. Se ha intentado que las condiciones de cada prueba sean lo más parecidas que sea posible para todos los equipos, dentro de las limitaciones impuestas por el distinto funcionamiento de cada uno de ellos.

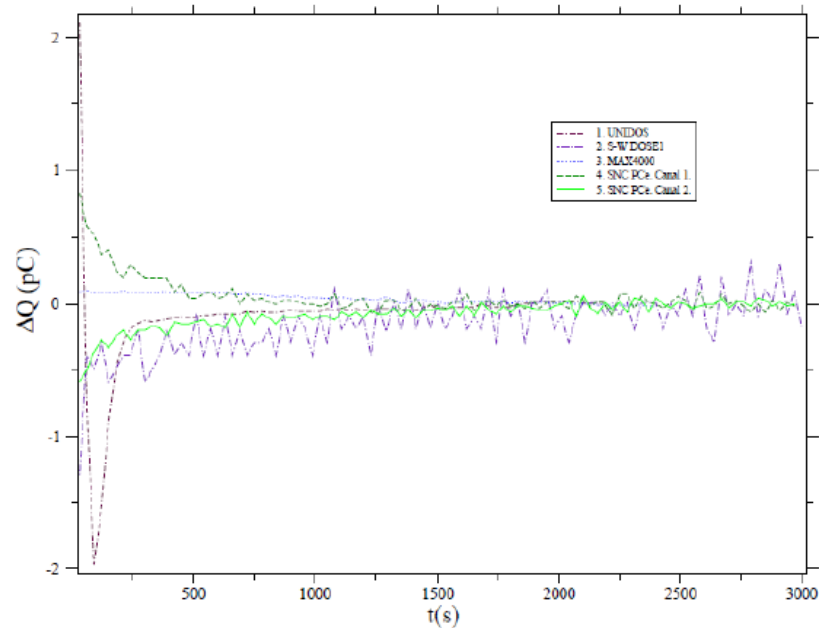
Resultados y discusión

Los resultados más relevantes se resumen en la Tabla 1. Todos los equipos estudiados cumplen los requerimientos de la norma IEC 60731 [1]. El comportamiento en cuanto a linealidad y repetibilidad de los cuatro electrómetros es muy similar entre ellos. En las medidas de cero y de fuga los electrómetros UNIDOS y MAX4000 muestran prestaciones claramente superiores. Entre los resultados destacamos la gran variabilidad del comportamiento de los electrómetros hasta su estabilidad; la norma IEC sólo se refiere con respecto al tiempo de estabilización a un ruido máximo tras 15 minutos. La Figura 1 muestra el comportamiento de la característica carga recogida-tiempo durante los transitorios en los tiempos de estabilización después del encendido y en ausencia de carga. Se observan formas funcionales particulares para cada electrómetro. Esto ocurre hasta el punto de ser necesario un criterio adaptable para evaluar el transitorio, que permita discernir amplitud, extinción y ruido.

Tabla 1:

		Resumen resultados pruebas de calidad				
		UNIDOS	SNC PC _e		DOSE1	MAX4000
			Canal 1	Canal 2		
Transitorio (t estabil.)	Amp. max. [vacío]	2.13 pC	0.82 pC	0.59 pC	1.28 pC	< 0.1 pC
	Amp. med. [vacío]	1.14 pC	0.28 pC	0.16 pC	1.28 pC	< 0.1 pC
	Duracc. est. [vacío]	240 s	480 s	1350 s	< 30 s	≈ 0 s
	Ruido. [vacío]	0.03 pC	0.09 pC	0.085 pC	0.30 pC	0.015 pC
	Amp. aprox. [carga]	0.65 %	0.48 %	-	0.44 %	< 0.10 %
Zero shift	Ruido [carga]	< 0.05 %	0.16 %	0.38 %	0.1 %	0.06 %
	[promedio](pA)	-0.00058	0.07342	0.07878	-0.1086	-
Zero drift	[max](pA)	0.0016	0.0962	0.0867	0.123	-
	[promedio](pA)	3.2597e-5	-4.6426e-4	-1.3273e-3	6.013e-4	-4.948e-5
Fuga	[promedio](pA)	2.8807e-4	-3.606e-4	-4.8011e-5	4.7325e-4	-1.711e-4
Repetibilidad	σ	0.003171	0.003056	0.001634	0.004801	0.001525
Linealidad	Desv. max.	0.038 %	0.322 %	0.119 %	0.148 %	0.308 %
	R^2	0.9999999	0.9999999	0.9999999	0.9999998	0.9999994

Figura 1: Transitorios en el encendido en ausencia de radiación y sin cámara.



Conclusiones

- Las pruebas descritas en la IEC 60731 [1] pueden adaptarse con modificaciones mínimas para ser realizadas con el material disponible en una unidad de radiofísica.
 - El análisis del tiempo de estabilización requiere tener en cuenta varias características del transitorio. Excepto para el PC Electrometer, la medida de las cantidades habituales de radiación hace que las esperas establecidas por los fabricantes y por las normas internacionales [2] sean innecesariamente largas.
 - Los cuatro electrómetros superan ampliamente los requerimientos de la norma IEC 60731 [1].
- Para el tipo de medidas normales en el ámbito hospitalario, el uso de uno u otro de ellos no supondrá una diferencia en la calidad apreciable en la medida.

Bibliografía

- [1] Norma Europea BS EN 60731:1997, IEC 60731:1997 (1997). [2] Protocolo IAEA TRS-398, OIEA, (2005).

DESARROLLO DE UN PROCEDIMIENTO DE CALIBRACIÓN DE MEDIDORES DE PRODUCTO KERMA-ÁREA

Ginjaume M, Roig M, Amores M y Ortega X

Universitat Politècnica de Catalunya – Institut de Tècniques Energètiques. Barcelona.

Correspondencia: merce.ginjaume@upc.edu

Palabras clave: Calibración, producto kerma área (PKA), trazabilidad.

Introducción y objetivos

El producto kerma-área (PKA) o el producto dosis-área (PDA) son magnitudes importantes para la optimización de los procedimientos de radiodiagnóstico. Se utilizan para establecer los niveles de referencia para diagnóstico (NRD) y para calcular dosis en órganos o dosis efectivas, a partir del uso de factores de conversión adecuados. En la práctica el producto kerma-área se mide directamente mediante cámaras de ionización de transmisión plano-paralelas conectadas a un electrómetro. La cámara puede ser desmontable o fija en la carcasa del tubo. Las lecturas suelen mostrarse en la consola del equipo de rayos x. Actualmente, algunos equipos de rayos X determinan el producto del kerma-área a partir del rendimiento del tubo y conociendo la tensión, filtración, mAs y el tamaño del campo, sin efectuar la medida. Hasta el momento pocos laboratorios de metrología llevan a cabo la calibración de medidores de PKA, por lo que resulta difícil garantizar la trazabilidad de dichas medidas. Por otra parte las calidades de referencia disponibles en los laboratorios de metrología no cubren todas las combinaciones de tensión –filtración que se utilizan en la práctica. En este contexto, nuestro laboratorio, siguiendo las recomendaciones de la Agencia Internacional de la Energía Atómica (AIEA), ha puesto a punto un procedimiento para calibrar medidores de producto kerma-área(1). Por otra parte y para garantizar la calidad de nuestras medidas hemos participado en la intercomparación EURAMET 1177 junto a 22 otros laboratorios. El objetivo de este trabajo consiste en presentar el procedimiento de calibración desarrollado, las incertidumbres asociadas y el alcance de medida acreditado. Así mismo se describen los objetivos de EURAMET 1177 y las calibraciones realizadas por nuestro laboratorio en dicha intercomparación.

Material y métodos

Para la calibración de medidores de producto kerma-área se utiliza como equipo patrón una cámara de ionización trazable a la referencia del Laboratorio nacional alemán (PTB) para las medidas de kerma en aire en las calidades de haces de rayos x de diagnóstico RQR definidos en la norma IEC 61267. El tamaño de campo se delimita utilizando un diafragma de 50.8 ± 0.2 mm. La medida de las dimensiones de la apertura es trazable a un laboratorio acreditado por ENAC. En el marco de la intercomparación EURAMET se han calibrado dos cámaras de ionización para la medida del kerma en aire y dos medidores del producto kerma-área en las calidades RQR. El objetivo principal de la intercomparación era valorar la competencia de los laboratorios de metrología para la calibración de medidores del producto kerma-área y compararla con las incertidumbres y capacidad de medida para la determinación del kerma en aire. Así mismo y de manera voluntaria, se invitaba a los laboratorios a poner a punto unas nuevas calidades de radiación no estándar pero que se utilizan frecuentemente en los equipos de radiodiagnóstico. Dichas calidades comprenden tensiones de 50 kV a 120 kV y filtraciones de 3.0 mm Al+0.1 mm Cu; 4.0 mm Al+0,2 mm Cu y 1,5 mm Al+0,9 mm Cu.

Resultados y discusión

El alcance de calibración del laboratorio para haces de rayos X de radiodiagnóstico (calidades RQR) para la tasa de kerma en aire comprende el rango de 2,4 a 180 mGy/min con una incertidumbre de 2,8% ($k=2$). En diciembre de 2012, se ha ampliado el alcance incluyendo la calibración de medidores de producto kerma-área para las calidades RQR en el rango de 4,8 a 360 μ Gy/min con una incertidumbre de 4,3% ($k=2$). Así mismo y fuera del alcance acreditado se han caracterizado las calidades de rayos x propuestas en la intercomparación EURAMET 1177. En la tabla se presentan sus características principales. Para estas calidades no se dispone de coeficiente de calibración trazable al laboratorio PTB y ha sido necesario interpolar los valores disponibles teniendo en cuenta la capa de hemi-reducción. Los resultados de nuestro laboratorio en la intercomparación han sido satisfactorios. De manera general se ha observado que la mayoría de laboratorios participantes en la intercomparación han llevado a cabo las calibraciones sin mayores dificultades y utilizando procedimientos similares. Sin embargo dos laboratorios han presentado resultados con diferencias importantes respecto a los valores de referencia y en varias medidas las diferencias entre los resultados de los laboratorios y el valor de referencia superaban las incertidumbres asociadas, indicando que las mismas estaban sub-estimadas.

Potencial constante (kV)	Filtración Adicional ^(a)	1 ^a CHR (mm Al)	Coef. calibración 10 ⁵ Gy/C
50		2.84	8.401
80	3 mm Al	4.68	8.442
100	+ 0.1 mm Cu	5.83	8.481
120		6.79	8.508
50		3.50	8.391
80	4 mm Al	5.76	8.466
100	+ 0.21 mm Cu	7.06	8.496
120		8.16	8.517
80	1.5 mm Al	8.64	8.525
100	+ 0.9 mm Cu	10.2	8.550
120		11.6	8.447

^(a) Filtración inherente 7 mm Be

Conclusiones

La puesta a punto de un procedimiento de calibración de medidores de producto kerma-área y su validación a través de la participación en la primera intercomparación internacional para este tipo de equipos nos ha permitido ampliar el alcance de acreditación de nuestro laboratorio y ofrecer a los usuarios de estos equipos la posibilidad de calibrar sus instrumentos en un laboratorio acreditado.

Bibliografía

- [1]. International Atomic Energy Agency (IAEA). Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. Technical Reports Series No. 457, IAEA 2007.
- [2]. EURAMET1177, disponible en: [http://www.euramet.org/index.php?id=tcirprojects&no_cache=1&ctcp_projects\[cmd\]=details&ctcp_projects\[uid\]=948](http://www.euramet.org/index.php?id=tcirprojects&no_cache=1&ctcp_projects[cmd]=details&ctcp_projects[uid]=948)
- [3]. IEC 61267 International Electrotechnical Commission (IEC). Medical Diagnostic X-Ray Equipment - Radiation Conditions for Use in the Determination of Characteristics. Geneva, 2005.

LOS HISTOGRAMAS EQUIVALENTES EN LA PRÁCTICA CLÍNICA

Nolasco AV¹, Faria LO² y Schimitberger T¹

¹UFMG/Departamento de Engenharia Nuclear. Belo Horizonte. Brasil

²Comissão Nacional de Energia Nuclear, Serviço de Materiais e Combustível Nuclear. Belo Horizonte. Brasil.

Correspondencia: arnienolasco@hotmail.com

Palabras clave: TLD 100, Gafchromic EBT-3, skin dose.

Introducción y objetivos

Llevar a cabo un estudio para evaluar y comparar la dependencia direccional a dosis superficie medidas por GAFCHROMIC EBT-3 y el TLD-100 después de la irradiación en el Acelerador Lineal.

Material y métodos

Usamos la película EBT radiocrômico-3 y dosímetros (TLD-100) para medir y comparar la superficie de las dosis. También se utilizó un agua fantom, razonablemente la simulación de la densidad de electrones de un tejido. Los dominios de nivel superior se leyeron en un lector Harshaw-Bicron TL, modelo 3500, después de tratamiento térmico. El espectrofotómetro Shimadzu UV-240 PC hicieron mediciones de la absorción óptica en la EBD películas entre 190 y 900 nm. Un segundo detector se utilizó con calibraciones estándar: las 2570B cámara de ionización Farmer. Todo el trabajo de calibración de los dosímetros se realizó en el Laboratorio de Calibración de dosímetros CDTN - Las fuentes de Cs-137 y Co-60 - con actividades de hasta 100 mCi. Las irradiaciones se realizaron en acelerador lineal de electrones Clinac 2100C (Varian Sistemas de Oncología), que compone el servicio de radioterapia en la Santa Casa de Belo Horizonte, Minas Gerais - Brasil. El radiocrômicos películas EBT-3 fueron irradiados en los Clinac 2100C mismas para obtener la curva de calibración debido. Las irradiaciones se realizaron en líneas de trazos para diferentes ángulos del mismo tamaño y la misma distancia de la fuente de campo-piel.

Resultados y discusión

Se obtienen varias irradiaciones de rendimiento dosimétrico en diferentes ángulos. Nos damos cuenta de que la respuesta de los dosímetros de radiación procedente de ángulos muy diferentes está muy cerca satisfactoriamente si se somete a los campos con los parámetros ajustados con precisión.

Conclusiones

El uso de dosímetros (TLD-100) y la radiocrômicos películas EBT-3 es beneficioso para aplicaciones que implican la posibilidad de que la radiación procedente de diferentes ángulos, así como los dosímetros colocados en varias orientaciones

AUTOMATIZACIÓN DEL MÉTODO GAMMA DE COMPARACIÓN DE IMÁGENES DOSIMÉTRICAS

Moreno Reyes JC, Macías Jaén J y Arráns Lara R

Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla.
Correspondencia: jesuscarlosmoreno@yahoo.es

Palabras clave: Histogramas equivalentes, tolerancias, fraccionamiento.

Introducción y objetivos

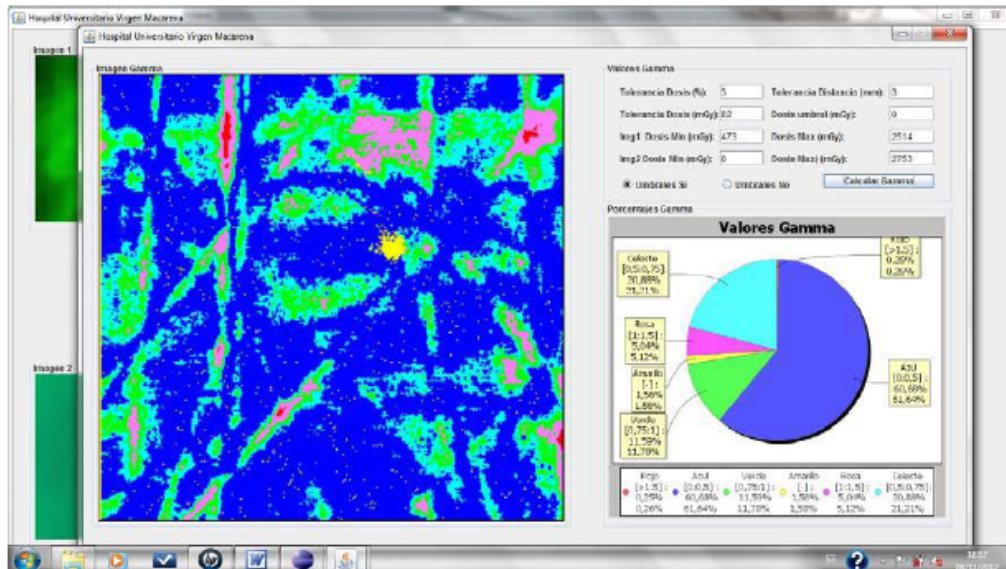
Actualmente, y debido a las crecientes mejoras tecnológicas, se está produciendo una evolución en los aceleradores de uso clínico, siendo su resultado la obtención de un producto que permite altas energías de fotones (MV) y electrones (MeV), tasa variable (50~600 UM/min), colimador multiláminas de alta resolución, mesa de tratamientos isocéntrica motorizada, secuenciado automático de campos, IGRT, Gating, Sliding Window, etc. Debido a estas mejoras, la complejidad de las estrategias de planificación de tratamientos en Radioterapia Externa se ha incrementado de forma considerable. Este hecho ha llevado a que los cálculos efectuados por los sistemas de diseño de tratamientos, (planificadores) deban ser comprobados en determinados casos. Por tanto, en estas situaciones resulta aconsejable la verificación de estos tratamientos, por ejemplo a través del análisis de imágenes con criterios objetivos. Este tipo de verificación junto con el de evaluación dosimétrica absoluta, es fundamental e indispensable si se usan técnicas de IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy), VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) o Tomoterapia. El objetivo de este trabajo ha sido el desarrollo de la aplicación JJGAMMA, un programa de análisis, que permite realizar esta tarea de forma sistemática, minimizando la intervención del especialista y, por tanto, la variabilidad debida al observador. Ambos beneficios, permiten que la comparación de imágenes se realice en la práctica con la frecuencia y objetividad requeridas.

Material y métodos

La nueva aplicación JJGAMMA se ha desarrollado en un lenguaje visual, orientado a objetos y es compatible con todos los sistemas operativos al estar basado en JAVA (Just Another Vague Acronym), sobre una plataforma JDK (Java Development Kit). Entre sus ventajas principales se encuentra el manejo de imágenes de 48 bits en formato TIFF, lo que permite la evaluación independiente y simultánea de los tres canales de color en las imágenes RGB, además de permitir la visualización dinámica de perfiles de dosis. La metodología de la valoración de tratamientos en Radioterapia Externa, posee un esquema muy simple de ejecución, consistente en comparar las distribuciones de dosis de dos imágenes a través de un índice cuantitativo. La primera, una imagen del mapa de dosis de un plano característico del tratamiento, obtenida del sistema de planificación (Pinnacle3 v8.0 de Philips®). La segunda, la imagen escaneada, obtenida de una película radiocrómica irradiada según ese plan de tratamiento en un maniquí cuasi-antropomórfico. Esta imagen, requiere de una transformación para obtener el mapa de dosis a través del mapa de color, producido por el ennegrecimiento de la película radiocrómica con la radiación. Una vez procesadas ambas imágenes, el siguiente paso es realizar una ecualización geométrica de las imágenes, a través de la superposición de perfiles de dosis. Después del proceso de ecualización, se procede a la comparación y posterior análisis con el índice cuantitativo o índice Gamma [1,2]. Debido a las características propias del método y de las imágenes digitales obtenidas, es inviable la realización manual de la comparación dosimétrica, por este motivo, se ha desarrollado el programa informático JJGAMMA, que permite una valoración fácil y eficiente del tratamiento.

Resultados y discusión

El estudio se basa en la utilización del nuevo programa informático de verificación relativa JJGAMMA, aplicado sobre tratamientos de intensidad modulada de cabeza y cuello; el caso que nos ocupa consta de 25 segmentos repartidos en 12 ángulos de incidencia distintos y una dosis por sesión de 230 cGy para un total de 28 sesiones. El PTV, tiroides, médula y parótidas son los volúmenes definidos. El resultado de la comparación se presenta en un mapa de colores donde quedan identificados visualmente los puntos que cumplen y no cumplen el criterio de aceptación (azul y rojo respectivamente), así como aquellos que no pueden ser evaluados por estar fuera del rango de dosis de las curvas de calibración utilizadas (amarillo). Junto a la presentación visual aparece la estadística de puntos de cada zona. Un criterio de aceptación habitual, ampliamente aceptado, es fijar los niveles de incertidumbre de las tolerancias espacial y dosimétrica en el 3% (Ver figura) Para este caso concreto y como se puede apreciar, en la zona de interés, aprox. el 95% de los puntos cumple el criterio de aceptación. No obstante, y analizando ya la imagen completa, existen regiones de baja y media dosis que presentan puntos que no están dentro de tolerancias.



Conclusiones

Se ha desarrollado una aplicación informática llamada JJGAMMA desarrollada en JAVA para analizar imágenes de mapas de bits (TIFF, JPEG, GIF, BMP, PNG), de manera cómoda, rápida y con criterios cuantitativos. Como aplicación particular se puede utilizar para comparar distribuciones de dosis (planes de tratamientos, comprobación de campos para el modelado de aceleradores clínicos) empleando, como criterio objetivo, la función o índice Gamma.

Bibliografía

- [1] Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE and Shragge PC. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;26:261–273.
- [2] D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic, and J. A. Purdy. A technique for the quantitative evaluation dose distributions. *Med Phys*, 25(5):656.661, May 1998.

APLICACIÓN DE DIODOS ESFÉRICOS A LA MEDIDA DE DOSIS EN HACES DE FOTONES DE MEGAVOLTAJE

Barbés B¹, Azcona JD², Burguete J³ y Martí-Climent JM⁴

¹Servicio de Oncología Radioterápica, Clínica Universidad de Navarra. Pamplona. Navarra.

²Department of Radiation Oncology, Stanford University, Stanford, California. USA.

³Departamento de Física y Matemática Aplicada, Facultad de Ciencias, Universidad de Navarra. Pamplona.

⁴Servicio de Medicina Nuclear, Clínica Universidad de Navarra. Pamplona.

Palabras clave: Dosimetría, diodo, simetría-esférica, radioterapia.

Introducción y objetivos

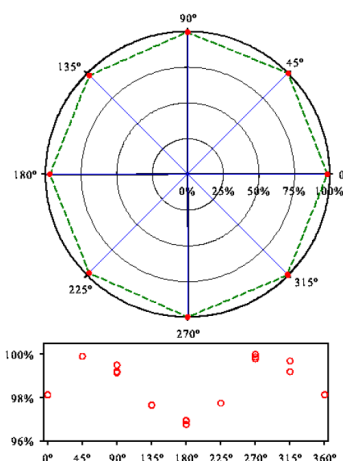
Se estudió la capacidad de un diodo esférico comercial, diseñado en su origen como célula fotovoltaica, para medir dosis de haces de fotones de energías nominales de 6 y 15 MV de un acelerador lineal de uso terapéutico. Anteriormente se había comprobado su capacidad para medidas de energías usadas en braquiterapia (20–30 keV). Estudiamos su respuesta angular, su degradación con la irradiación previa, y su fiabilidad para medidas de factores de campo en aperturas desde 2x2cm hasta 16x16cm. Comprobamos su sobre-respuesta a fotones dispersos de baja energía, que se producen en campos grandes, y la posibilidad de corregir ese efecto con un blindaje.

Material y métodos

Para el estudio se emplearon los aceleradores Siemens Primus y Siemens Oncor de la Clínica Universidad de Navarra. El diodo esférico estudiado está siendo comercializado a muy bajo precio por Sphelar® Power, con el nombre de Sphelar® One X03. Se diseñó un sistema para aislarlo de la luz, y un prototipo sumergible para las medidas en agua. Se emplearon, como comparación, sendas cámaras de ionización PTW 31002 y PTW 31016 (PinPoint 3D), y dos diodos Scanditronix Medical AB: el estereotáctico SDF y el no compensado EDF. Se empleó la cuba agua Scanditronix RFA 300, y el maniquí de agua sólida RW3 modelo 29672, de PTW. Para la medida de la carga colectada, se emplearon un electrómetro PTW Unidos E y el electrómetro propio de la cuba de agua, haciendo siempre corrección de cero. Para las medidas con cámara de ionización se aplicó un voltaje de polarización de 400 V; para las medidas con diodo, no se empleó polarización.

Resultados y discusión

Tras un largo periodo de irradiación de un diodo esférico, observamos una degradación inferior al 0,1% por cada Gy recibido. Con el aumento de irradiación previa, la degradación paulatina disminuye. Realizadas medidas con diferentes ángulos de incidencia respecto al eje del diodo, se observaron cambios inferiores al 5% entre el máximo y el mínimo. Se midieron factores de campo con el diodo esférico para campos cuadrados de entre 4 y 16 cm de lado, que resultaron similares a los medidos con el diodo EDF, diseñado específicamente para ese rango de energías. Las diferencias con respecto a la cámara de ionización resultaron dentro del 2% para fotones de energía nominal de 15 MV, y $\pm 3\%$ para los de 6 MV. Se realizaron medidas de factores de campo para aperturas entre 2 y 6 cm (campos cuadrados), comparando los resultados del diodo esférico, el EDF, el estereotáctico SDF y la cámara PinPoint. Las discrepancias resultaron menores del 2% para 6MV, y 3% para 15MV. Se probaron varios materiales, de diferentes grosores, para compensar la sobre-respuesta en campos grandes, con buenos resultados.



Conclusiones

En opinión de los autores, el diodo esférico Sphelar® One X03 es un buen candidato para la medida de magnitudes relativas en haces de fotones de megavoltaje. La simetría esférica es una buena ventaja para la medida de dosis, porque permite detectar la componente dispersa en todas las direcciones. Su reproducibilidad y exactitud son semejantes a las de otros detectores comúnmente empleados, tanto para campos grandes (con el eventual empleo de un blindaje metálico que le proporcione compensación empírica) como para campos pequeños hasta 2x2cm. A pesar de acusar una disminución de la señal con la dosis previamente recibida, ésta es suficientemente pequeña como para ser despreciada en las medidas de dosis convencionales, de unos pocos Gy; y es suficientemente regular como para ser estimada si es necesario. Conviene resaltar la buena uniformidad en la detección de haces que inciden desde distintas direcciones, que ya había sido publicada para energías más bajas, y que no tienen los diodos planos. Es un resultado prometedor para su aplicación a medidas de dosis de pacientes in-vivo o comprobación de tratamientos en arco.

Bibliografía:

- Das IJ, Ding GX, and Ahnesjö A. Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. *Med. Phys.* 2008; 35:206-215.
- Nakata J. Spherical Solar Cells Solve Issue of 3-D Sunlight Reception. *Asia Electronics Industry (AEI)*, Dempa Publications, February 2003;45-46.
- Broisman A and Shani G. Application of spherical micro diodes for brachytherapy dosimetry. *Radiat. Meas.* 2011;46:334–339.
- Rikner G and Grusell E. Selective shielding of a p–Si detector for quality independence. *Acta Radiol. Oncol.* 1985;24:65–69
- Kogo N, Taira K, Kikuchi H, Kumagai N, Kuratani N, Inagawa I, Imoto S, Nakata J. Three Dimensional Light Capture of Spherical Cells, 15th International Photovoltaic Science & Engineering Conference (PVSEC-15) Shanghai China 2005.

ACTUALIZACIÓN DE LA APLICACIÓN INFORMÁTICA INDAC DE DOSIMETRÍA INTERNA

Bravo Pérez-Tinao B¹; Marchena González P¹, Sollet Sañudo E² y Serrano Calvo E³

¹Servicio de Dosimetría Personal Interna de Tecnatom. S.A. S. S. de los Reyes. Madrid.

²Central Nuclear de Cofrentes. Cofrentes. Valencia.

³Helgeson Scientific Services S.A. Móstoles. Madrid.

Correspondencia: bbravo@tecnatom.es

Palabras clave: Dosimetría Interna, estimación dosis, código cálculo

Introducción y objetivos

El objetivo inicial de este proyecto es ampliar la aplicación INDAC utilizada actualmente en los Servicios de Dosimetría Interna de las centrales nucleares españolas y de Tecnatom para la estimación de las dosis efectivas de trabajadores en dosimetría interna de medidas directas. o dosimetría in-vivo.

Material y métodos

Para la actualización de la aplicación, se han seguido las siguientes fases:

- Análisis y diseño de las modificaciones.
- Desarrollo de las actividades.
- Pruebas y validación.
- Documentación e instalación.

Resultados y discusión

Las mejoras implantadas en la aplicación INDAC como resultado del proyecto han sido las siguientes:

- Desarrollo adicional de las utilidades disponibles en la versión anterior, permitiendo al usuario realizar estimaciones de dosis en situaciones que en la versión actual no están contempladas tales como los casos de partículas discretas y aerosoles monodispersos, y cambios de tamaño.
- Parametrización de variables que facilite al usuario la modificación de determinados parámetros en situaciones que así lo requieran, fundamentalmente todos los referentes a los modelos biocinéticos de la ICRP.
- Incorporación de nuevos isótopos.
- Incorporación de una nueva modalidad de estimación de dosis mediante la mejor estimación.
- Actualización y mejora de la interfaz de usuario.

Para la validación de las modificaciones, se han utilizado programas y documentación de referencia internacional, tales como la Base de Datos de Coeficientes de dosis publicada por ICRP y el código IMBA desarrollado por la HPA de Reino Unido.

Conclusiones

Como resultado de la actualización, se ha obtenido una nueva versión mejorada de INDAC para su empleo en cualquier situación operativa de las CCNN españolas en dosimetría interna, útil para medidas in-vivo e in-vitro, y en escenarios de operación normal y de emergencia conforme a las más recientes recomendaciones de ICRP, EU y OIEA.

Bibliografía

[General Guidelines for the estimation of committed effective dose from incorporation monitoring data (Project IDEAS – EU Contract No. FIKR-CT2001-00160).

ICRP Publication 66 “Human Respiratory tract model for radiological protection”. Ann. ICRP 24 (1-3), 1994.

ICRP Publication 30 “Limits for intakes of radionuclides by workers”. Ann. ICRP 2 (3-4), 1979.

ICRP Publication 78 “Individual monitoring for internal exposure of workers”. Ann. ICRP 27 (3-4), 1997.

ICRP Publication “Age-dependent doses to members of the public from intake of radionuclides. Parts 1-2-3”

EVALUACIÓN DE UN SISTEMA DE MEDIDA DIARIA PARA VERIFICACIÓN DEL TAMAÑO DE CAMPO DE UN HAZ DE RADIACIÓN EN RADIOTERAPIA

Ordiales JM^{1,2}, Falero B¹ y Lozano J²

¹Unidad de Radiofísica. Hospital de Mérida. Mérida.

²Grupo de Investigación de Sistemas Sensoriales (GISS). Universidad de Extremadura

Correspondencia: jmordiales@gmail.com

Palabras clave: Control de calidad, dosimetría.

Introducción y objetivos

Para asegurar la calidad de los tratamientos que se realizan en Radioterapia Externa, es necesario someter el acelerador lineal de electrones (ALE) a un exhaustivo programa de control de calidad que incluye medidas diarias y que está reflejado en la legislación[1] así como en protocolos nacionales e internacionales[2,3]. Para las medidas diarias es habitual el uso de equipos de verificación rápida que permiten asegurar la reproducibilidad del estado de los haces de radiación de uso clínico. En nuestro servicio ha sido necesario actualizar el hardware y software del sistema de dosimetría para verificación diaria. La nueva versión incluye, además de los parámetros habituales de medida, la posibilidad de comprobación del tamaño de campo de radiación en los ejes longitudinal y transversal para un tamaño de 20x20 cm² mediante la incorporación de un conjunto de 3 diodos en cada uno de los ejes del haz, espaciados 5 mm, con el central situado en la posición del tamaño nominal de campo de radiación que permiten evaluar la coincidencia del campo luminoso y de radiación y el tamaño de campo de radiación[4,5]. El objetivo de este trabajo es verificar la capacidad que tiene la herramienta del equipo de verificación diaria de detectar variaciones en el tamaño de campo de radiación en un haz de fotones en los ejes X e Y.

Material y métodos

Las medidas fueron realizadas con un equipo de verificación Daily QA 3TM de Sun Nuclear y software asociado; sistema analizador de haces Blue Phantom, software de control y análisis OmniPro Accept y diodo PFD de IBA Dosimetry; sistema de radiografía computerizada (CR) de uso en Radioterapia OREX-Kodak Point of Care 140 CR; película radiocrómica Gafchromic EBT de ISP y escáner Epson 750V. Las imágenes en formato DICOM fueron analizadas con el software Densirad de Técnicas Radiofísicas S.L. El haz de radiación fue un campo de fotones de 6 MV obtenido en un ALE Mevatron Primus de Siemens. Se utilizó una secuencia de campos cuadrados de lado 203 mm hasta 197 mm con paso de 1 mm. Las medidas se realizaron con los cuatro sistemas para cada uno de los 7 campos de forma que los tamaños se variaron una vez obtenidas las medidas con todos los sistemas disponibles en cada uno de ellos. Las medidas se realizaron con los detectores a 100 cm de distancia del foco de radiación. La profundidad fue de 6 cm para el diodo, 5 cm de láminas de plástico RW3 para el CR y película radiocrómica y 2 cm de Polimetilmetacrilato (PMMA) para el Daily QA 3TM. Para la película radiocrómica se emplearon tiras de 2 cm x 25 cm, fue calibrada en canal rojo con filtro mediana 3 y se realizó la lectura las 24 horas. Se obtuvieron 5 adquisiciones por campo y eje con el diodo, 5 adquisiciones por campo con el CR y Daily QA 3TM, 1 adquisición por campo con película y 5 escaneados para cada una de ellas. Las medidas realizadas con diodo PFD fueron las utilizadas como referencia para comparación de los resultados obtenidos.

Resultados y discusión

En el eje transversal (X) la diferencia de datos obtenidos con diodo y Daily QA 3TM varía entre 0,5 y 0,8 mm, con diodo y CR varía entre -2,1 y -1,6 mm, con diodo y película varía entre -0,5 y 0,3 mm. Para el eje longitudinal (Y) la diferencia de datos obtenidos con diodo y Daily QA 3TM varía entre 0,9 y -0,1 mm, con diodo y CR varía entre -1,4 y -0,9 mm, con diodo y película varía entre -0,9 y -0,2 mm. Las desviaciones estándar porcentuales de las series de medidas no superaron en ningún caso el 0,05% para el diodo, el 0,15% para el CR, el 0,04% para la película radiocrómica y el 0,03 % para Daily QA 3TM.

Conclusiones: El equipo de medida diaria Daily QA 3TM presenta un sensibilidad suficiente ante posibles variaciones del tamaño de campo de radiación para el haz de 6 MV verificado. Los resultados obtenidos presentan variaciones respecto a las medidas de referencia con diodo PFD similares a otros detectores. Pequeñas variaciones de tamaño de campo son detectadas con diferencias inferiores a un milímetro que permiten asegurar la validez de las medidas diarias y la fiabilidad del sistema para la prueba analizada.

Bibliografía

- [1] Real Decreto 1566/1998, de 17 de Julio, por el que se establecen los Criterios de Calidad en Radioterapia. Legislación Española.
- [2] Pinza C, Llisó F et al. Protocolo de control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico. Sociedad Española de Física Médica. 2010.
- [3] Kutcher G, Coia L, Gillin M, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys.* 1994; 21(4):581–618.
- [4] Han Z, Zhu J, Drzymala R, Rangaraj D, Mutic S, Low D et al. The Use of a Commercial Multi-Detector Device for Daily QA of Linear Accelerators. *Med Phys.* 2008; 35(6): 2781.
- [5] Peng JL, Kahler D, Li JG, Amdur RJ, Vanek KN, Liu C. Feasibility study of performing IGRT system daily QA using a commercial QA device. *J Appl Clin Med Phys.* 2011; 12(3): 3535

EVALUACIÓN DE UN MEDIO DISPERSOR PARA LA IRRADIACIÓN DE HEMODERIVADOS EN UN ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES.

Ordiales JM^{1,2}, Falero B¹, Vázquez M¹, Álvarez FJ².

¹Unidad de Radiofísica, Servicio de Oncología Radioterápica del Hospital de Mérida. Mérida. España.

²Grupo de Investigación de Sistemas Sensoriales (GISS). Universidad de Extremadura.

Correspondencia: jmordiales@gmail.com

Palabras clave: Control de calidad, irradiación hemoderivados, película radiocrómica

Introducción y objetivos

La irradiación de productos derivados de la sangre es un procedimiento común para evitar la Enfermedad de injerto contra huésped(1) (EICH o GVHD) en caso de transfusión. La metodología habitualmente utilizada en la irradiación se basa en un dispositivo dedicado que contiene una fuente radiactiva de ¹³⁷Cs o ⁶⁰Co o en el empleo de haces de fotones generados por un acelerador lineal de electrones (ALE) de aplicación de Radioterapia³. La dosis mínima recomendada es de 25 Gy(1,2), con un rango óptimo entre 28 y 30 Gy, no superándose en ningún caso los 50 Gy. La Comunidad Autónoma de Extremadura dispone del Banco de Sangre centralizado en Mérida del que se abastecen los hospitales de la región. Diariamente, en función de las necesidades previstas, se envía un número variable de bolsas al Servicio de Oncología Radioterápica para su irradiación, siendo en el último año del orden de 3900. Existen diversos procedimientos sencillos para la irradiación en ALE, siendo habitual el uso dos campos opuestos aplicados sobre un contenedor centrado en el isocentro para depositar las bolsas de hemoderivados o un solo campo con el contenedor próximo al cabezal del acelerador⁴. La técnica empleada en el Hospital de Mérida es la de dos campos cuadrados opuestos de fotones de 39 cm de lado con energía de 6 MV. Las bolsas se depositan en una cuba de Polimetilmetacrilato (PMMA) de 40 cm de lado cubierta de agua para favorecer la uniformidad de irradiación. En el interior se alojan junto a las paredes y fondo láminas de PMMA de 2 cm de espesor y se deposita sobre el material a irradiar otra lámina de 2 cm de PMMA. En la disposición descrita el espesor total varía entre 10 y 28 cm. Dada la dificultad que surge en el caso en que es necesario irradiar un número elevado de bolsas, se ha valorado la posibilidad de utilizar otro medio dispersor. El objetivo de este trabajo es evaluar la utilidad de del uso de bolsas parcialmente rellenas de arroz, basándonos en el trabajo publicado por Cheung, Butson y Yu⁵, para facilitar el procedimiento.

Material y métodos

Para evaluar la dosis en el medio se utilizó una cuba de PMMA de 20 cm de lado con paredes de 1cm de espesor. Se emplearon tiras de 1x3 cm película radiocrómica Gafchromic EBT. Se generaron dos disposiciones en cruz con 5 películas a 2 y 9 cm del fondo de la cuba insertando 1 cm de película en una pieza de Styrofoam fijada en las caras internas de la cuba. Con un espesor de 18 cm de agua y 18 de arroz se realizaron 2 series de 5 irradiaciones por cada medio utilizando las mismas unidades de monitor en un ALE Mevatron Primus de Siemens, situando el hemiespesor del medio dispersor en el isocentro. Las lecturas de dosis se hicieron transcurridas 20 horas desde la irradiación. Para obtener la curva de calibración se irradiaron porciones de películas del mismo lote de tamaño 4x4 cm² insertadas en material RW3 a 5 cm de profundidad. El escáner utilizado fue el V750 de Epson y las imágenes se digitalizaron en formato tiff. Posteriormente se analizaron mediante el software Densirad de Técnicas Radiofísicas S.L. utilizando el canal rojo, filtro mediana 3 y formato Dicom. Para evaluar la disposición geométrica del material sanguíneo, teniendo en cuenta que parte del interior de las bolsas contiene aire, se realizó 1 TAC a un grupo de 13 bolsas sumergidas en agua. Posteriormente se realizaron 10 TAC al mismo grupo de bolsas de sangre sumergidas en arroz vaciando y llenando la cuba de todo el material entre cada adquisición. Por último se realizó el mismo procedimiento que en el caso anterior utilizando como medio dispersor bolsas parcialmente llenas de arroz⁴ que facilitan la colocación. Las imágenes fueron exportadas al planificador PCRT 3D de Técnicas Radiofísicas S.L. en el que se delimitaron de forma automática los contornos de los volúmenes de aire para compararlos y los de las bolsas. Por último, con las imágenes de la prueba anterior, se realizó un cálculo de distribución de dosis mediante Algoritmo de Superposición que proporciona el sistema de planificación reproduciendo las condiciones geométricas de irradiación para valorar el rango de dosis en la región de interés.

Resultados y discusión

Tomando como referencia en valor de dosis obtenido con la película radiocrómica sumergida en agua, la diferencia de las lecturas en la disposición inferior fueron un 6,3 % en el centro y un 7,2%, 10,3%, 6,6% y 7,7% en los lados, menor en arroz. En el plano medio fueron 3,9% en el centro y 2,7%, 1,0%, 3,7% y 7%. El volumen de aire contenido en la cuba con agua y hemoderivados fue 355,9 cm³, con arroz suelto y hemoderivados el rango fue de 757,9 a 936,9 cm³, con bolsas de arroz y hemoderivados el

rango fue de 1790,2 a 2578,3 cm³. Los volúmenes de dosis que recibieron 28, 30 y 33 Gy fueron en el primer caso 99,8%, 86,1%, 0,3%, y estuvieron en el rango de (98,8% – 100%), (95,1% - 41,5%) y (0%) para el segundo caso y (100% - 91,7%), (82,9% - 24,1%) y (0%) para el tercer caso. En todos ellos el valor fue mayor de 99,6% para 26 Gy.

Conclusiones

La utilización de bolsas de arroz como medio dispersor en irradiación de hemoderivados para uso médico es menos eficaz que la inmersión en agua desde el punto de vista dosimétrico. Sin embargo, dado el amplio margen de valores de dosis para obtener un resultado válido y una vez sometido el procedimiento a control de calidad, el método facilita la labor necesaria para la irradiación de hemoderivados en un acelerador lineal de electrones.

Bibliografía

1. Treleaven J, Gennery A, Marsh J, Norfolk D, Page L, Parker A, et al. Guidelines on the use of irradiated blood components prepared by the British Committee for Standards Haematology blood transfusion task force. *BrJ Haematol.* 2011;152(1): 35-51.
2. Butson MJ, Yu PKN, Cheung T, Carolan MG, Quach KY, Arnold A, et al. Dosimetry of blood irradiation with radiochromic film. *Transfus Med.* 1999; 9: 205-8.
3. Moroff G, Luban NL. The irradiation of blood and blood components to prevent graft versus host disease: Technical issues guidelines. *Transfus Med Rev.* 1997; 11(1): 15-26.
4. Pinaró P, Soriani A, D'Alessio D, Giordano C, Foddai ML, Pinzi V, Strigari L. Implementation of a new cost efficacy method for blood irradiation using a non dedicated device. *J Exp & Clin Cancer Res.* 2011; 30(7).
5. Cheung T, Butson M, Yu PKN. Validation of blood product irradiation doses. *Phys. Med. Biol.* 2001;46: N241–N244.

CONTROLES EXTERNOS EN EL ASEGURAMIENTO DE LA CALIDAD DE LOS RESULTADOS DEL SDPI DE TECNATOM

Durán Ramiro MT¹, Marchena González P¹, Bravo Pérez-Tinao B¹, Navas Menchén C², Navarro Navalón E²

¹Servicio de Dosimetría Personal Interna de Tecnatom, S.A. S. S. de los Reyes. Madrid.

²División de Ensayos Medioambientales, GEOCISA. Coslada. Madrid.

Correspondencia: tduran@tecnatom.es

Palabras clave: Dosimetría interna, in-vivo, in-vitro, intercomparación, test ciego, calidad.

Introducción y objetivos

Según la norma ISO 17025, algunas de las herramientas básicas para garantizar la calidad en los resultados de un laboratorio son la participación en comparaciones interlaboratorios o programas de ensayo de aptitud que incluyen la participación de un agente externo. Se describen las actividades de este tipo en las que el SDPI de Tecnatom participa y resultados obtenidos.

Material y métodos

Participación regular en intercomparaciones internacionales cubriendo todo el espectro de medidas por bioensayo disponibles en el SDPI de Tecnatom. Participación en intercomparaciones nacionales sectoriales y test ciegos a solicitud del organismo regulador.

Resultados y discusión

El SDPI de Tecnatom realiza medidas de actividad en el organismo por métodos directos e indirectos para diversos emisores. Las intercomparaciones en las que participa cubren todo este espectro de métodos de medida. Para medida directas se participa en las intercomparaciones organizadas por el IRSN, para medidas indirectas se participa en PROCORAD. El organismo regulador exige además la realización de unos test ciegos para el aseguramiento de la calidad de los resultados de las medidas indirectas por ser una actividad relativamente reciente del Servicio. Existe un protocolo y un plan de participación en estas actividades así como un procedimiento de evaluación de los resultados obtenidos en los mismos para comprobar la adecuación de los métodos utilizados, detectar oportunidades de mejora y como foro internacional para compartir conocimientos al respecto de las técnicas.

Conclusiones

Los controles externos de calidad aportan un valor añadido al proceso de aseguramiento de la calidad de los resultados del Servicio y es una de las herramientas básicas que garantizan la puesta a punto de técnicas y conocimientos.

Bibliografía

[1] Norma Española “Requisitos generales para la competencia de los laboratorios de ensayo y calibración”. UNE-EN ISO/IEC 17025:2005.

[2] “Guía sobre la participación en programas de intercomparación”. G-ENAC-14 Rev. 1 Septiembre 2008.

[3] International Standard “Radiation Protection - Performance criteria for radiobioassay”. ISO 28218:2010.

CARACTERIZACIÓN DE DETECTORES DE NEUTRONES DE B+ZnS(Ag) COMO ALTERNATIVA A LOS DETECTORES DE He-3.

Lorente Fillol A¹, González González JA², Suárez Navarro MJ², Pujol Teres L² y Gallego Díaz E¹.

¹Universidad Politécnica de Madrid. E.T.S.I. Industriales. Madrid.

²Universidad Politécnica de Madrid. E.T.S.I. Caminos Canales y Puertos. Madrid.

Correspondencia: alfredo.lorente@upm.es

Palabras clave: Detección, neutrón, centelleo, tráfico ilícito, eficiencia, límite de detección.

Introducción y objetivos

El Laboratorio de Ingeniería Nuclear de la Escuela de Ingenieros de Caminos, y el Departamento de Ingeniería Nuclear de la Escuela de Ingenieros Industriales, ambos de la Universidad Politécnica de Madrid (UPM), están investigando nuevas técnicas de detección dinámica de neutrones [1], basados en detectores de centelleo B+ZnS(Ag) que puedan sustituir a los detectores actuales de He-3, para la detección del tráfico ilícito de material radiactivo y material nuclear especial. Esta investigación se centra en la caracterización de dos detectores cilíndricos de 5 cm de diámetro y una longitud de 68 cm y en un detector rectangular de 4x15x132 cm. El objetivo es el diseño de prototipos para la detección de neutrones, que realicen medidas dinámicas, cuando la muestra está en movimiento.

Material y métodos

Estos detectores de B+ZnS(Ag) se utilizarán, junto con otros detectores gamma, de PVT y de NaI(Tl) también desarrollados en la UPM. Con diferentes configuraciones, se pueden detectar las emisiones de neutrones y gammas, analizar las variaciones estadísticas del número de detecciones, y obtener el espectro de energía de las emisiones gamma para caracterizar la fuente emisora. Se han caracterizado dos detectores de neutrones de distinta forma y tamaño utilizando dos fuentes de neutrones de ²⁴¹Am+Be. Se ha determinado su fondo, eficiencia total, eficiencia intrínseca y límite de detección.

Resultados y discusión

Los resultados obtenidos en estos ensayos son:

1. Dos detectores cilíndricos de B+ZnS(Ag) de 5x68 cm, o un detector rectangular de 4x15x132 cm, pueden sustituir al detector cilíndrico de He-3 de 5x180 cm empleado actualmente en los pórticos.
2. El límite de detección dinámico obtenido es inferior a 20000 neutrones por segundo, cuando la muestra pasa a 2 m a 2 m/s, con una probabilidad de no tener falsos positivos o negativos del 99,99 %.
3. La electrónica digital, basada en discriminadores digitales de forma de impulsos, elimina las interferencias de las emisiones de muestras gammas cuando su tasa de dosis en el detector de neutrones es de 65 µSv/h, en un factor de 10-8, y se mantiene su límite de detección.
4. Se está estudiando emplear dos detectores cilíndricos con moderador de diferente espesor, que permitirían medir la energía media de los neutrones.

Conclusiones

Tanto el detector N-48a como dos detectores N-27 cumplen los requisitos establecidos en la normativa internacional para la detección de neutrones [2].

Bibliografía

- [1] P. Peerani, A. Tomanin, S. Pozzi, J. Dolan, E. Miller, M. Flaska, M. Battaglieri, R. de Vita, L. Ficini, G. Ottonello, G. Ricco, G. Dermody, C. Giles, "Testing on novel neutron detectors as alternative to ³He for security applications" Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 696, pp.110-120 (2012).
- [2] ANSI-42.35: 2006, American National Standard for Evaluation and Performance of Radiation Detection Portal Monitors for Use in Homeland Security, New York (2007).

USE OF A NEWLY DEVELOPED ACTIVE THERMAL NEUTRON DETECTOR FOR IN-PHANTOM MEASUREMENTS IN A MEDICAL LINAC

Bedogni R¹, F. Sanchez-Doblado F², Pola A³, Gentile A¹, Esposito A¹, Gomez-Ros JM⁴, Pressello MC⁵, Lagares JI⁴, J.A. Terrón JA⁶, Gomez F⁷

¹INFN-LNF .Frascati. Roma. Italia.

²Universidad de Sevilla

³Politecnico di Milano, Italia

⁴CIEMAT - Madrid

⁵Azienda Ospedaliera San Camillo-Forlanini. Roma. Italia

⁶Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla.

⁷Universidad de Santiago de Compostela. A Coruña.

Correspondencia: bedo@lnf.infn.it

Palabras clave: Neutrons, radiotherapy.

Introducción y objetivos

In this work a newly developed active thermal neutron detector, based on a solid state analog device, was used to determine the thermal neutron fluence in selected positions of a simplified human phantom undergoing radiotherapy with a 15 MV LINAC. The results are compared with TLD, the predictions from a Monte Carlo simulation and with measurements indirectly performed with a digital device, located far from the phantom, inside the treatment room. In this work only TLD comparison is presented. Since active neutron instruments are usually affected by systematic deviations when used in a pulsed field with large photon background, the new detector offered in this work may represent an innovative and useful tool for neutron evaluations in accelerator-based radiotherapy.

Material y métodos

The newly developed thermal neutron (termed DC detector) detector that shows the following characteristics, was calibrated in a TRIGA reactor-based thermal field (ENEA Casaccia, Rome) [1] and tested in an anthropomorphical phantom:

- It provides a DC voltage reading strictly proportional to the thermal neutron fluence rate.
- Reduced external dimension: 15 mm x 10 mm x 4 mm;
- Minimum detectable thermal neutron flux: 100 cm⁻² s⁻¹
- linear response over more than three orders of magnitude in terms of fluence rate (10² to 10⁵ cm⁻² s⁻¹).
- the detector sensitivity can be varied of a factor 50 approx, by changing the chemical composition of the sensitive element.
- Very low photon sensitivity;
- Good radiation resistance (damage starts at several 10¹² cm⁻²)
- low cost (lower than 250 €)

Resultados y discusión

The linearity of the detector was checked from (10² to 10⁵ cm⁻² s⁻¹) obtaining the results shown in Figure 1. When used to determine the thermal fluence in selected organs of a simplified anthropomorphic phantom undergoing a conventional 15 MV radiotherapy treatment, the following results are obtained (Table 1). TLD measurements in the same points are reported for comparison purposes.

Point / organ	DC Detector (10 ⁴ cm ⁻² MU ⁻¹)	TLD (10 ⁴ cm ⁻² MU ⁻¹)
8 -Lung	2.02	2.4
11- Abdomen	0.150	0.19
15 - Skin	0.93	1.2

Table 1. Thermal fluence per MU measured in selected points (representing the stated organs) of the NORMA simplified anthropomorphic phantom undergoing a head and neck treatment (10 Gy at isocentre). Uncertainties are 4% for DC detector, 20% for TLDs.

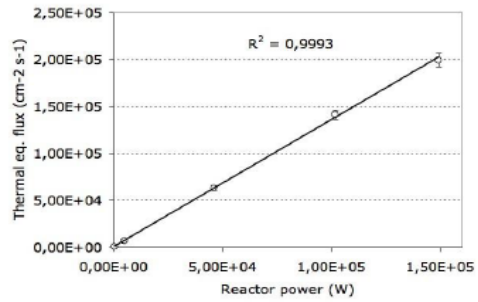


Figure 1. Linearity test of the detector in the thermal column of a TRIGA reactor. Measured thermal fluence rate as a function of the reactor power.

Conclusiones

Despite a more complete validation campaign is needed, the DC detector represents an advantageous alternative to traditional passive techniques (such as TLDs) for real-time neutron verifications in radiotherapy environments.

Bibliografía

[1] R. Bedogni, L. Quintieri, B. Buonomo, A. Esposito, G. Mazzitelli, L. Foggetta, J.M. Gomez Ros. Experimental and numerical characterization of the neutrón field produced in the n@BTF Frascati photo-neutron source. Nucl. Instr. Meth. A 659 (2011) 373-377.

ÁREA 3

EDUCACIÓN Y FORMACIÓN

ÍNDICE DE TRABAJOS DEL ÁREA 3

001. Formación de personal técnico, especializado en radiaciones ionizantes

Autor??

002. Cursos de formación en los que interviene la UTPR de ENRESA.

Alcaide Trenas E, Ortiz Ramis T y García Aparicio JA

003. Curso básico de Protección Radiológica en modalidad virtual

Ribas Morales M, Arranz Cortes JM, Beltran Vilagrasa M, Picon Olmos C, Pons Pons F, Carrasco de Fez P, de Blas Piñol R y Seoane Ramallo A.

004. Ayuda de la técnica del Puzzle en el aprendizaje de algunos aspectos de Física Médica por los alumnos del Grado en Medicina.

Hernández Vitoria A, Millán Armengol AP, Millán Cebrián PE y Font Gómez JA.

005. Dosimetría Ocupacional en tiempo real en salas de Hemodinámica. Utilidad del sistema Dose-Aware como herramienta formativa.

Pinto Monedero M, C. Rodríguez Cobo C, Pifarré Martínez X, Ruiz Martín J, Barros Candelero JM, Goicolea Ruigómez J, Díaz Blaires G y García Lunar I.

006. Desarrollo de los programas de formación en Protección Radiológica en el ámbito de la formación sanitaria especializada. Experiencia en un sistema de salud regional.

Sanz Freire CJ, Collado Chamorro P, Gómez Amez J, Martínez Mirallas O, Tejada San Juan S y López de Gamarra MS.

007. Análisis de parámetros cuantificables para el diseño de un perfil de cursos de formación online.

Monroy Antón JL, Izquierdo Soriano JV, Ribes Llopis L y Buendía García F.

010. Acciones formativas en Protección Radiológica y tecnología nuclear de CIEMAT.

Falcón Cabrera S, Fernández Sánchez J y Marco Arbolí, M

011. Experiencia y resultados en la formación de la asignatura de Protección Radiológica para técnicos de Radioterapia.

García Ruiz-Zorrilla J, Fernández Letón JP, Zuca Aparicio D, Pérez Moreno JM y Miñambres Moro A.

012. Experiencia en la impartición del Máster semipresencial en Protección Radiológica en Instalaciones Radiactivas y Nucleares.

Mayo Nogueira P, Verdú Martín GJ y Campayo Esteban JM.

013. Elaboración del libro "Últimos avances en radioprotectores de origen natural".

Sebastià Fabregat N, Montoro Pastor A, Candela Juan C, Villaescusa Blanca JI y Soriano del Castillo JM.

014. Importancia del Curso Práctico de Control de Calidad en Instalaciones de Radiodiagnóstico para Técnicos Expertos en Protección Radiológica.

Ruiz López MA, Ramírez Ros JC, Jódar López CA, Lobato Muñoz M, Jérez Sáinz MI, Pamos Ureña M y Carrasco Rodríguez JL.

015. Implementación del aprendizaje basado en problemas de la Física Médica y la Protección Radiológica en una Facultad de Medicina.

Muñoz Montplet C, Casas Curto JD, Pedraza Gutiérrez S, Vilanova Busquets JC, Balliu Collgròs E, Barceló Obregón J, Fuentes Raspall R, Guirao Marín S, Maroto Genover A, Pont Vallès J, Agramunt Chaler S y Jurado Bruggeman D.

016. Los cursos de Protección Radiológica para residentes. La experiencia en la Región de Murcia.

Tobarra González BM, Vera Sánchez JA, Buades Forner MJ y Madrid García G.

017. Experiencia piloto de formación on line en Protección Radiológica para residentes en el SESCAM.

Gil Agudo A, Carrascosa Fernández CB, López de Castro F, Gregori Enguix A, Torres Donaire J, Arjona Gutiérrez J y Zapata Jiménez JC.

018. Obtención de la temperatura corporal mediante termografía: comprobación experimental de la Ley de Stefan-Boltzmann.

Cibrián R, Salvador R, González-Peña R, Romero C y Dalmases F.

019. TIARA. Educación y formación en ciencia de aceleradores.

Falcón Cabrera S, Obradors Campos D y Marco Arbolí M.

020. Avances y resultados del proyecto ENETRAP II: Red Europea de Educación y Formación en Protección Radiológica.

Marco M, Llorente Herranz C, Coeck M, Livosi P, Massiot P y Möebius S.

FORMACIÓN DE PERSONAL TÉCNICO, ESPECIALIZADO EN RADIACIONES IONIZANTES

Introducción

El uso creciente de las radiaciones y de los materiales radiactivos en el mundo ha creado una demanda de Técnicos Nucleares Especializados. Tanto a nivel internacional como en la República Argentina en particular, se espera que esta demanda siga creciendo a través de los años, la cual actualmente supera la oferta de personal calificado. El Instituto de Tecnología Nuclear Dan Beninson (IDB), creado en el año 2006 por convenio entre las instituciones argentinas “Comisión Nacional de Energía Atómica” (CNEA) y la “Universidad Nacional de General San Martín” (UNSAM), ha recibido alumnos de Chile, Perú, Costa Rica, Brasil, Bolivia, Colombia, España, Libia y Egipto, algunos de ellos con becas del OIEA y otros en forma particular, para las diversas actividades académicas, lo que muestra el creciente interés por el tema nuclear y la formación académica ofrecida. La sociedad requiere de técnicos especializados a nivel universitario para trabajar en áreas técnicas como complemento y apoyo de los profesionales cuya actividad está relacionada con el área nuclear. El IDB, ha sido el precursor en la República Argentina de la formación de la carrera de pregrado “Tecnicatura Universitaria en Aplicaciones Nucleares” (TUAN), la cual contempla la formación del personal asistente indicado. Esta formación tiene como rasgo distintivo sólidas bases en disciplinas como matemática, física, química, protección radiológica, y seguridad nuclear y convencional y una formación específica amplia, práctica y flexible que garantiza la inmediata adaptación del graduado en el ámbito laboral. Algunos de los sectores en los cuales estos técnicos pueden desempeñarse son: Reactores nucleares de investigación y potencia, instalaciones de manipulación de residuos radiactivos, plantas de producción de radiofármacos, áreas de transporte de material radiactivo, grupos de gestión de emergencias radiológicas, etc. Antecedentes: La CNEA de la República Argentina ha contado históricamente con cursos de capacitación para profesionales y técnicos, los cuales cuentan con el aval de la Autoridad Regulatoria Nuclear (ARN) de Argentina. Estos cursos son:

- “Curso de Metodología y Aplicación de Radionucleidos” el cual capacita a las personas en el manejo de radioisótopos en forma segura, y
- “Curso de Dosimetría de la Radioterapia”, el cual permite al técnico y profesional, determinar las dosis adecuadas en las prácticas de radioterapia.

Así mismo, este instituto elaboró el currículo de tres cursos de Introducción a la Tecnología Nuclear, Capacitación Complementaria para Personal que desarrolla tareas en diversas instalaciones nucleares, desde reactores de potencia, laboratorios, o actividades académicas que requieran el uso de fuentes radiactivas. Estos cursos, también cuentan con el aval de la ARN. Es de destacar que en todos ellos, se pone fundamental énfasis en las cuestiones relacionadas con la Protección Radiológica y la Seguridad Nuclear. Con los antecedentes académicos de estos cursos, la participación de los profesionales, que transmiten sus conocimientos y experiencias, como docentes de los mismos y sumado a la creciente demanda de técnicos en el área nuclear, se resolvió elaborar el currículo que dio origen a la Tecnicatura.

La duración de esta carrera es de 5 cuatrimestres más el cuatrimestre inicial del “Curso de Preparación Universitaria” (CPU), haciendo un total de 3 años. Es importante destacar el interés que la CNEA ha puesto en el mismo, ofreciendo a los alumnos becas de estudio a partir del tercer cuatrimestre, las cuales incluyen cobertura médica y seguro de vida, además de un estipendio mensual hasta la finalización de la carrera. Desde el CPU y hasta el segundo cuatrimestre, el alumno es capacitado teórica y prácticamente en las disciplinas básicas necesarias, como por ejemplo, Cálculo diferencial e integral, Química general, Física, Física Nuclear, Electricidad y Magnetismo, Biología, Electrónica, etc. Esta etapa se desarrolla íntegramente en las aulas y laboratorios de la UNSAM. A partir del tercer cuatrimestre, la actividad se reparte entre los aspectos teóricos y prácticos específicos al área nuclear, en las aulas del IDB y los distintos laboratorios de la CNEA. En particular, en el tercer cuatrimestre, se capacita y forma al futuro técnico en Seguridad Radiológica, Seguridad Nuclear y Convencional, Electrónica e Instrumentación específica nuclear, con prácticas relacionadas a la detección de campos de radiación, actividad de fuentes radiactivas, dosimetría externa e interna, efectos biológicos de las radiaciones, tratamiento de residuos radiactivos, cuestiones relacionadas con la protección radiológica ocupacional y pública, salvaguardias, prevención de accidentes y mitigación de sus consecuencias, etc. Ya en el cuarto y quinto cuatrimestre el técnico en formación no solamente aprehende los conocimientos de las distintas actividades, tales como Radiofarmacia, Tecnologías de irradiación, Producción de radioisótopos, Aplicaciones de las Radiaciones y Radioisótopos, Aplicaciones Médicas de los mismos, Física de Reactores Nucleares, Química y Materiales de Reactores, Ciclos de Combustibles Nucleares, Centrales Nucleares, etc., sino que se forma en la aplicación del objetivo y principios de la Protección Radiológica y la Seguridad Nuclear y Convencional, en cada actividad que desarrolla. Conclusiones: La primera cohorte se incorporó en marzo de 2011, restándole aún 2 cuatrimestres para terminar. La experiencia obtenida con los cursos de Introducción a la Tecnología Nuclear, Capacitación Complementaria para Personal que desarrolla tareas en diversas instalaciones

nucleares, Dosimetría de la Radioterapia y Metodología y Aplicación de Radionucleidos, que son parte de las bases sobre las cuales se diseñó la TUAN, así como el excelente rendimiento medido en términos de la aprobación unánime de los exámenes de licencias individuales del personal que ha realizado esos cursos y se ha postulado ante la ARN para aspirar a posiciones tales como Operador de Reactores Nucleares de Potencia o Investigación, Oficiales de Protección Radiológica para distintas instalaciones, plantas o laboratorios del área nuclear, asistentes de laboratorios, etc., representan indicadores muy auspiciosos de lo que será la formación completa y las aptitudes de los egresados de la TUAN). Con los antecedentes mencionados, se descuenta que los técnicos egresados de la TUAN, sobre la base del cumplimiento de las normativas y los procedimientos de aplicación vigentes, y bajo supervisión profesional, tendrán la formación y las aptitudes necesarias para llevar a cabo, entre otras, las actividades que se mencionan a continuación con el más alto nivel:

- Participar en el desarrollo de tareas técnicas en instalaciones con potencial de criticidad, particularmente aquellas relacionadas con el ciclo de combustible nuclear.
- Colaborar en el desarrollo de las tareas técnicas en instalaciones relacionadas con la utilización de radioisótopos y radiaciones, excepto instalaciones médicas.
- Colaborar en la implementación de medidas de mitigación del impacto ambiental del tratamiento de los residuos radiactivos.
- Utilizar adecuadamente instrumental nuclear específico e interpretar correctamente los resultados.
- Participar en la solución de problemas típicos de la actividad nuclear en sus aspectos técnicos.
- Colaborar con la implementación de la normativa y los procedimientos relacionados con la seguridad radiológica de los trabajadores de las instalaciones nucleares y del público.

CURSOS DE FORMACIÓN EN LOS QUE INTERVIENE LA UTPR DE ENRESA

Alcaide Trenas E, Ortiz Ramis T y García Aparicio JA

ENRESA/ Departamento Seguridad-UTPR. Madrid
 Correspondencia: ealtf@enresa.es

Palabras clave: Residuos radiactivos, protección radiológica.

Introducción

La UTPR de ENRESA fue creada en el año 1990 y ha venido realizando las tareas específicas que se le autorizaron, actuando en el momento actual en base a la última autorización emitida por el CSN el 13 de octubre de 2010. En dicha autorización en el condicionado 10 dice “La UTPR deberá disponer de un manual de procedimientos técnicos autorizados por el jefe de la UTPR para el desarrollo de sus actividades” y en la condición 10.1 dice que “El manual de procedimientos comprenderá al menos procedimientos internos para la formación inicial y continuada de los técnicos que garantice que el personal técnico dispone de información y formación adecuada a sus actividades...”. De acuerdo a esto la UTPR imparte anualmente cursos de reentrenamiento (Básicos y Específicos) en Protección Radiológica para los TE en base a la instrucción IS-06 del CSN. Además de esto la UTPR de ENRESA participa habitualmente en actividades de formación organizadas por otros organismos y centros y que serán objeto de este trabajo.

Actividades de Formación:

La actividades de Formación en las que la UTPR ha participado activamente desde el año 1989 se resumen en la siguiente tabla:

CURSOS	TEMA IMPARTIDO
Curso de actualización para personal de PR de instalaciones nucleares organizado por UNESA y CIEMAT	“Aplicación práctica de la gestión de los residuos radiactivos” y “Exención del control regulador”.
Curso de Gestión de Residuos Radiactivos organizado por ENRESA, CIEMAT y ETSII	“Criterios para la gestión de materiales con muy bajo contenido de actividad”
Curso de PR en instalaciones nucleares organizado por CIEMAT	“Gestión de residuos radiactivos”
Curso de Protección civil sobre intervenciones NRBQ (Nivel III)	“Búsqueda, Localización y Recogida de fuentes”. Ejercicio práctico de actuación
Curso de refresco MegaPort	“Pórticos espectrométricos”
Curso de verano de la Universidad Politécnica de Madrid en La Granja	“Detección y recuperación de material nuclear y radiactivo fuera de control”.
Curso dirigido a los TEDAX	“Gestión de los Residuos Radiactivos por ENRESA” y “Actuaciones de la UTPR en incidentes con material radiactivo”
Curso para los miembros del grupo NRBQ de la Policía Nacional	“Protección Radiológica Básica”
Curso para operadores del sistema Megaport	“Materiales radiactivos y nucleares”, “Equipos de medida de la radiación” y “Equipos portátiles de detección de la radiación”
Curso sobre Desmantelamiento de Instalaciones Nucleares y Radiactivas organizado por CSN, CIEMAT y ENRESA	“Desclasificación y liberación de zonas e instalaciones”

Curso sobre desmantelamiento para personal del CSN, organizado por CSN y CIEMAT	“Exención del control regulador”.
Curso sobre Emergencias en el Transporte de Material Radiactivo organizado por la dirección General de Protección Civil	“Plan de Contingencias de ENRESA”; “Actuación de PR en caso de emergencia”; Ejercicio actuación en un accidente de transporte con material radiactivo
Curso sobre Gestión de Residuos Radiactivos, organizado por la Fundación Gomez Pardo y ENRESA	“La Protección Radiológica en la Gestión de los residuos radiactivos”.
Curso sobre Residuos Radiactivos dentro del proyecto radón	“Exención del control regulador” y “PR en la retirada de residuos radiactivos”.
Curso sobre Residuos Radiactivos organizado por el OIEA para países del Caribe y celebrado en el CIEMAT	“Exención del control regulador”.
Curso sobre Transporte de Material Radiactivo organizado por SEPR, CIEMAT, UNESA y ENRESA	“Consideraciones Radiológicas. Protección y señalización”.
Curso Superior de Protección Radiológica organizado por el CIEMAT	“Exclusión, exención y desclasificación de materiales con bajo contenido de actividad”
Cursos de supervisores y operadores de instalaciones radiactivas organizados por Hospitales y Centros de Investigación	“Gestión de residuos radiactivos” y “transporte de material radiactivo”.
Cursos para personal del CIEMAT, organizados por CIEMAT.	“Aplicación práctica de la gestión de los residuos radiactivos” y “Exención del control regulador”
Master de Medicina de Urgencia organizado por la Escuela de enfermería de Tenerife	“Riesgos radiológicos y nucleares”.
Curso para técnicos expertos en PR organizado por CIEMAT	“Aplicación práctica de la gestión de residuos radiactivos”
Jornada sobre transporte de material radiactivo, organizado Generalitat Valenciana	“Actuación en caso de accidente de transporte radiactivo”
Curso Básico de Formación sobre Radiactividad y Medida de la Radiación	
Curso sobre Identificación y Cuantificación de Material Radiactivo.	
Curso de Actualización sobre Protocolo de Vigilancia de la Radiación en Materiales Metálicos	

Resultados y Conclusiones

La UTPR de ENRESA viene participando desde el año 1989 con diversos organismos y centros en actividades de formación y ha intervenido activamente en un total de 126 cursos, siendo la valoración de los cursos por parte de los asistentes muy positiva.

CURSO BÁSICO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN MODALIDAD VIRTUAL

Ribas Morales M¹, Arranz Cortes JM², Beltran Vilagrasa M³, Picon Olmos C⁴, Pons Pons F⁵, Carrasco de Fez P¹, de Blas Piñol R⁴ y Seoane Ramallo A³

¹Servei de Radiofísica i Radioprotecció. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona.

²Institut d'Estudis de la Salut. Departament de Salut. Generalitat de Catalunya. Barcelona.

³Servei de Física. Hospital Universitari de la Vall d'Hebron. Barcelona.

⁴Servei de Física Mèdica Intitut Català d'Oncologia. Hospitalet de Llobregat. Barcelona.

⁵Servei de Medicina Nuclear. Hospital Clínic. Barcelona.

Correspondencia: mribas@santpau.cat

Palabras clave: Formación e-learning, protección radiológica.

Introducción y objetivos

La Resolución conjunta de las Direcciones Generales de Salud Pública y de Recursos Humanos y Servicios Económicos Presupuestarios del Ministerio de Sanidad y Consumo publicada en 2006 [1], acordó incorporar “un nivel básico” de formación en protección radiológica (PR) en la mayoría de programas de formación sanitaria especializada. En Cataluña, este curso de “nivel básico” en PR se oferta desde 2008 mediante el soporte e-learning, bajo la dirección del Institut d'Estudis de la Salut (IES) y con la colaboración de las Unidades Docentes (UD) de Radiofísica Hospitalaria de los hospitales Bellvitge-Institut Català d'Oncologia, Santa Creu i Sant Pau i Vall d'Hebron. Esta colaboración conjunta permite por una parte coordinar esfuerzos y optimizar recursos humanos, y por otra parte, armonizar y facilitar el aprendizaje a la mayoría de especialistas en formación. Después de la experiencia adquirida en los años 2008 y 2009, en la que los residentes médicos manifestaron su descontento a un formato de aprendizaje planteado exclusivamente en contenidos teóricos, el IES propone darle otro enfoque más práctico al curso con el fin de que este aprendizaje sea más eficaz y atractivo para los residentes, teniendo en cuenta los riesgos reales de la exposición a las radiaciones ionizantes y los efectos biológicos y clínicos que se derivan de ellos. En este nuevo planteamiento se incorpora a las UD mencionadas la de Medicina Nuclear del Hospital Clínic. El objetivo de este trabajo es indicar como se ha desarrollado este nuevo enfoque del curso, manteniendo el contenido de la formación indicado en la Resolución, y como se presenta en su plataforma virtual.

Material y métodos

El material del curso ha sido elaborado por diversos especialistas de las UD de los hospitales mencionados, de acuerdo con la metodología propuesta por el IES y que se explica a continuación. La metodología pedagógica del curso se basa en la técnica del caso, o dicho de otra forma, en el aprendizaje basado en problemas o situaciones que son representados por “casos”. Cada caso se estructura en los apartados siguientes:

- Objetivos. Se mencionan los ítems de aprendizaje que se pretenden obtener.
- Título. Corresponde al enunciado o a una descripción muy sintética.
- Situación de partida. Consiste en la redacción propiamente del caso. Hay que emplear un lenguaje sencillo y claro, con frases cortas y de sintaxis bien construidas.
- Preguntas. Cada caso puede tener varias preguntas. La pregunta pretende ser la misma que un alumno puede hacerse frente a la situación descrita en el caso.
- Respuestas. En la respuesta a la pregunta es donde se introduce el contenido científico y con el que se construye el cuerpo del texto, es decir “la teoría”, que se estima debe ser relevante y útil.
- Ideas clave. Se pretende sintetizar lo más relevante mediante frases cortas.
- Parte evaluativa. Se realiza mediante preguntas. Se distingue entre las de autoevaluación y las de heteroevaluación. Las preguntas de autoevaluación, como su nombre indica, sirven al alumno para contrastar su aprendizaje. Son preguntas en formato de casos clínicos de respuesta corta y con la solución incorporada. Las preguntas de heteroevaluación son preguntas tipo test con 4 opciones, una sola es la correcta, en formato también de casos clínicos. Los alumnos serán evaluados con estas preguntas mediante la plataforma virtual.

Resultados y discusión

El contenido de la formación indicado en la Resolución se ha desarrollado a través de 12 casos en total, cada uno de ellos contiene de 2 a 5 preguntas de autoevaluación y 5 preguntas de heteroevaluación. Se trata de un curso totalmente virtual desarrollado en la plataforma virtual de código libre Moodle del IES. Se iniciará el mes de abril de 2013 y está dirigida a todos los especialistas en formación en cuyo programa se exige disponer de estos conocimientos de PR, que en Cataluña se estima alrededor de 850 residentes. Los alumnos pueden acceder a la plataforma mediante códigos individuales secretos. Al entrar en la página principal les aparecen los 10 apartados: espacio informativo básico, objetivos, casos o situaciones, ideas clave, autoevaluación, heteroevaluación, ejercicio de síntesis, glosario, material complementario

(curso anterior) y por último webs de interés. En este resumen se desarrollan los casos o situaciones, la evaluación y el ejercicio de síntesis, pero en el trabajo final serán presentados el resto de espacios de aprendizaje del curso. Dado que el curso finaliza el día 22 de junio sólo podremos dar los datos de participantes.

Situaciones. Se priorizaron 12 situaciones. Los alumnos pueden trabajar estas situaciones entrando en ellas respondiendo y reflexionando sobre la respuesta recibida. Pueden realizar los casos tantas veces como deseen para asimilar los conceptos trabajados en ellos.

Evaluación. La autoevaluación y la heteroevaluación. En la autoevaluación el alumno se responde a sí mismo las preguntas planteadas. Tiene dos objetivos: ser un espacio más de aprendizaje y permite reforzar lo aprendido. Pueden autoevaluar-se las veces que deseen. La heteroevaluación. Se trata de una evaluación sumativa y es la misma plataforma la que evalúa al alumno. Es el mecanismo que se utiliza como primer filtro de los participantes que superan el curso y los que no. Para aprobar el curso han de responder correctamente el 70 % de las preguntas. A diferencia de los otros espacios de aprendizaje, en éste sólo se puede realizar una vez. En el caso de no superar la prueba, el alumno puede realizar un ejercicio de superación o de síntesis.

El ejercicio de síntesis permitirá a los participantes que no superen la heteroevaluación acceder a la superación del curso mediante la presentación de una situación o caso elaborado por el alumno a partir de unas instrucciones que le aportará el sistema. Este curso nace con la vocación de crecer, fruto de las aportaciones directas de los alumnos así como por las del comité pedagógico. Ello significará una mejora tanto en la calidad como en la cantidad de los contenidos. También se impartirá a especialistas en formación de enfermería obstétrico-ginecológica.

Conclusiones

Con este curso “on line” autoformativo de PR se consigue:

- 1- Dar cumplimiento a la Resolución mencionada en un formato atractivo para el colectivo médico y de enfermería obstétrico-ginecológica.
- 2- Facilitar a los especialistas en formación el aprendizaje y que éste sea a su vez más eficaz.
- 3- Armonizar la formación en PR de los especialistas que la necesitan.
- 4- Optimizar los recursos humanos mediante la colaboración entre especialistas de distintas UD hospitalarias y la Administración.
- 5- Divulgar esta plataforma virtual a otras Comunidades Autónomas

Bibliografía: [1] Resolución conjunta de las Direcciones Generales de Salud Pública y de Recursos Humanos y Servicios Económicos Presupuestarios del Ministerio de Sanidad y Consumo, mediante la que se acuerda incorporar en determinados programas formativos de especialidades en ciencias de la salud, formación en protección radiológica. 2006.

AYUDA DE LA TÉCNICA DEL PUZZLE EN EL APRENDIZAJE DE ALGUNOS ASPECTOS DE FÍSICA MÉDICA POR LOS ALUMNOS DEL GRADO EN MEDICINA

Hernández Vitoria A, Millán Armengol AP, Millán Cebrián PE y Font Gómez JA

Área de Radiología y Medicina Física Facultad de Medicina de Zaragoza. Zaragoza.
Correspondencia: araherna@unizar.es

Palabras clave: Grado, trabajo cooperativo, puzzle

Introducción y objetivos

Tras la implantación del Grado en Medicina en el curso 2010-11 en la Facultad de Medicina de Zaragoza, la enseñanza de las bases físicas del uso de radiaciones en el campo del radiodiagnóstico, la medicina nuclear y la radioterapia, así como de la radioprotección, se imparte en el tercer cuatrimestre dentro de la asignatura “Procedimientos diagnósticos y terapéuticos físicos I” con una duración de 2,5 ECTS dentro de los 6 que componen toda la asignatura. El número de alumnos que hay que atender es de 240 alumnos (dos grupos de 120 alumnos). Las clases magistrales se reducen a 10-12 sesiones expositivas en función del número de días disponible en cada curso lectivo y se dedican fundamentalmente a presentar las bases físicas citadas anteriormente y los principios de protección radiológica. Los textos de las exposiciones están disponibles a través de la plataforma Moodle. Estas exposiciones se complementan con seis horas de estancia en los servicios hospitalarios relacionados con la asignatura (grupos de 6-8 alumnos), dos talleres de dos horas cada uno en los que se trabaja con la técnica Puzzle (grupos de 20 alumnos), y, finalmente, elaboración en grupo de trabajos dirigidos (4 alumnos/grupo) en el campo de la protección radiológica aplicada a las distintas especialidades médicas, con presentación pública de los mismos ante grupos de 40 alumnos. El objetivo de este trabajo es presentar una adaptación de la técnica Puzzle, en la enseñanza de algunos de los aspectos señalados, en la cual los alumnos participan activamente.

Material y métodos

Los dos talleres que se realizan se han diseñado para complementar la formación de las clases magistrales. El primero se refiere a riesgos radiológicos y forma de protegerse frente a ellos en los distintos servicios hospitalarios (actividad A) y el segundo, consta de dos partes: comparación entre las distintas técnicas de formación de imagen (actividad B) y riesgos para el paciente que conllevan las exploraciones con radiaciones ionizantes (actividad C). El método, basado en la técnica puzzle, que se sigue para las actividades A y B es el siguiente: primero, se explica a los alumnos como se va a trabajar de forma cooperativa y se les pide que pregunten al profesor, que vigilará todo el proceso, cualquier duda que les surja. Se distribuye a los alumnos en grupos de cuatro (cinco grupos). Dentro de cada uno de los grupos los alumnos se numeran del uno al cuatro y a cada número se le asigna la lectura de un texto que complementa al entregado a los demás alumnos. Se le da un tiempo para ello, informándole de que la finalidad de la lectura es que conteste a unas preguntas que se le entregan. Una vez terminada esta fase, se reúnen todos los alumnos que tienen el mismo número, es decir, que han leído el mismo texto, para discutir entre ellos las respuestas que deben dar a las preguntas entregadas. Para ello se les fija un tiempo. Una vez transcurrido, los alumnos vuelven a su grupo original y cada uno explica a sus compañeros lo que han leído y la contestación a las preguntas asignadas, de forma que todos los alumnos conocen las respuestas a todas las preguntas. Finalmente, el profesor lee las preguntas en voz alta y va eligiendo alumnos que den la respuesta, aprovechando este momento para puntualizar o matizar lo necesario. Para realizar la actividad C se utiliza el siguiente método: Distribuir los alumnos en grupos de cuatro (cinco grupos). Todos los alumnos leen el mismo texto distribuido en cinco apartados. A los alumnos del grupo 1 se les encarga que extraigan tres conclusiones del apartado 1, las discutan entre sí y uno de ellos las escriba en la pizarra. Lo mismo hacen los alumnos de los otros grupos con los distintos apartados. (La pizarra previamente se ha preparado para que puedan escribir simultáneamente las cinco personas). Una vez escritas las conclusiones, se discuten entre todos en voz alta. Con el fin de evaluar los resultados conseguidos con estos métodos, los dos primeros cursos se hizo entregar a cada alumno un informe de lo trabajado en los talleres. Este año, el tercero en que se imparte, hemos optado por hacer al final de los talleres dos preguntas por escrito. Su puntuación es un porcentaje de la nota final y es necesario superarlas para aprobar esta parte de materia.

Resultados y discusión

Este método de trabajo cooperativo es bien recibido por los alumnos. El horario asignado para estas actividades es a final de la mañana, cuando, generalmente, están cansados de estar atentos a exposiciones orales y el hecho de su participación activa ayuda a que sea bien acogido. Con el fin de asegurar que los alumnos hayan adquirido de forma individual los conocimientos previstos, se ha optado este año por variar el método de valoración, contestando a dos preguntas escritas. En los pocos casos en que las respuestas han sido incorrectas, a los alumnos se les ha dado una segunda oportunidad de repetir la prueba de valoración. Los

fallos en las respuestas sirven para permitirnos hacer hincapié en otras sesiones en los aspectos detectados. El primer año se realizaron encuestas a los alumnos para que valoraran esta forma de trabajo cooperativo y la aceptación fue general.

Conclusiones

Hemos descrito en este trabajo cómo hemos aplicado la técnica de puzzle de trabajo cooperativo para aprender conceptos no tratados en las clases magistrales. La valoración de este método ha sido positiva tanto para los profesores como para los alumnos ya que resulta ameno y requiere muy pocos gastos al no ser necesario disponer de medios informáticos individuales.

Tras tres años de implantación de la técnica de Puzzle en los formatos presentados podemos afirmar que las impresiones extraídas son muy positivas. Con ella se ponen de manifiesto rápidamente las dificultades que tienen los estudiantes para aprender la materia. Puede surgir algún pequeño inconveniente al fijar los tiempos de trabajo cuando unos grupos trabajan más deprisa que otros.

Bibliografía

Aronson E, Blaney N, Sttephin C., Sikes J. Snapp M (1978). The jigsaw clarsroom. Beverly Hills CA: Sage Publishing Company Aronson Elliot, <http://www.jigsaw.org>

DOSIMETRÍA OCUPACIONAL EN TIEMPO REAL EN SALAS DE HEMODINÁMICA. UTILIDAD DEL SISTEMA DOSE-AWARE COMO HERRAMIENTA FORMATIVA

Pinto Monedero M¹, C. Rodríguez Cobo C¹, Pifarré Martínez X¹, Ruiz Martín J¹, Barros Candelero JM¹, Goicolea Ruigómez J², Díaz Blaires G² y García Lunar I²

¹Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda. Madrid.

²Unidad de Hemodinámica. Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda Madrid.

Correspondencia: maria.pinto.mpm@gmail.com

Palabras clave: Protección radiológica, Formación, intervencionismo, dosimetría ocupacional.

Introducción y objetivos

Las dosis que reciben los profesionales que trabajan en las salas de hemodinámica se encuentran entre las más altas dentro del ámbito hospitalario. La dosimetría personal ocupacional es, en la mayoría de los casos, poco representativa debido al uso inadecuado de los dosímetros basados en termoluminiscencia [1,2]. El trabajo persigue un doble objetivo: por un lado, conocer las dosis típicas que reciben los profesionales de cardiología intervencionista mediante un sistema de dosimetría en tiempo real, que permite conocer la tasa de dosis en cada momento; por otro lado, evaluar la validez de este sistema de dosimetría, conjuntamente con la grabación simultánea de los procedimientos para su posterior análisis, como herramienta docente desde el punto de vista de la protección radiológica.

Material y métodos

Se ha empleado el sistema de dosimetría en tiempo real 'Dose Aware' de Philips (Philips Medical Systems, Eindhoven, Holanda). Este sistema consiste en 6 dosímetros semiconductores conectados de forma inalámbrica con una base (pantalla LCD) situada en la sala de hemodinámica, de forma que los profesionales pueden ver en tiempo real la tasa de dosis que están recibiendo. Además se guarda el registro de la dosimetría de todo el procedimiento, permitiendo su posterior análisis de forma detallada con el programa asociado 'Dose Manager'. Durante un período de dos meses el personal de la sala de hemodinámica ha portado los dosímetros en un total de 62 procedimientos. Los dosímetros han sido asignados a cuatro profesionales: el médico principal, que dirige el procedimiento, un segundo médico de apoyo, una enfermera y una auxiliar o segunda enfermera de apoyo. Un dosímetro se ha colocado como referencia en el brazo del arco intervencionista, para poder distinguir los incrementos de tasa de dosis debidos a la propia técnica radiográfica empleada de los incrementos debidos a otros factores como la colocación de la pantalla de PR, ubicación del personal en la sala, etc. Simultáneamente, se ha realizado la grabación en vídeo de los procedimientos sincronizada en el tiempo con el registro de dosis, con el objetivo de intentar correlacionar incrementos significativos en la dosis recibida por los profesionales con prácticas mejorables desde el punto de vista de la protección radiológica. En el análisis posterior se ha estudiado: la duración del procedimiento, el producto dosis-área (PDA), la dosis acumulada por cada dosímetro y tasa de dosis máxima alcanzada durante el procedimiento. Los vídeos, con el posterior análisis, fueron presentados en sesión formativa a todo el personal involucrado en la sala de hemodinámica.

Resultados y discusión

De los procedimientos analizados, aproximadamente un 65% fueron procedimientos diagnósticos simples, mientras que el 35% restante fueron procedimientos diagnósticos de mayor duración y/o complejidad o procedimientos terapéuticos. Uno de estos últimos fue un procedimiento de extrema complejidad. Las dosis medias por procedimiento bajo el delantal se resumen en la tabla I.

Dosis promedio acumulada por procedimiento (mSv)			
Médico 1	Médico 2	Enfermera	Auxiliar
0,35	0,20	0,10	0,11

Tabla I: Dosis promedio acumulada por procedimiento por los distintos profesionales que trabajan en la sala de hemodinámica

La grabación en vídeo de los procedimientos y su análisis con el programa 'Dose Manager', permitió detectar algunas prácticas mejorables desde el punto de vista de la protección radiológica como la colocación incorrecta de la pantalla plomada o situaciones desfavorables del personal dentro de la sala. También ayudó a que los profesionales fuesen conscientes del incremento de dosis que suponen determinadas prácticas, aun siendo correctas desde el punto de vista de protección radiológica; por ejemplo, el uso de ciertas angulaciones del arco, la dosis recibida en adquisición de imagen en modo 'cine' respecto a la escopia, etc. En la figura

Se resumen fotogramas de situaciones halladas durante este estudio junto con la representación de la tasa de dosis respecto al tiempo proporcionado por el programa 'Dose Manager'.

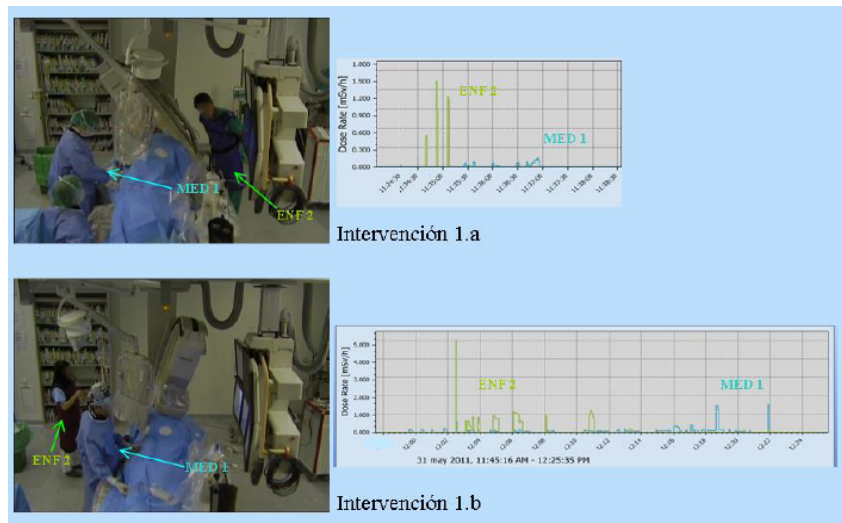


Figura 1: a) En el análisis se aprecia una tasa de dosis en el dosímetro del enfermero significativamente más alta que la del médico, situado tras la pantalla de protección. Revisando la grabación de la intervención, se observa que la situación del enfermero es muy desfavorable desde el punto de vista de la protección radiológica. b) En el análisis se observó que la enfermera de apoyo recibió una dosis total similar a la del médico, a pesar de haber participado solo de manera puntual en la misma. Al revisar la grabación se encontró que estuvo manipulando un gotero próxima al tubo sin pantalla de protección.

Conclusiones

El sistema de dosimetría in vivo 'Dose-Aware' se ha mostrado como una herramienta muy valiosa. Por un lado, como sistema de dosimetría ocupacional en tiempo real permite a los profesionales ser conscientes en todo momento de la dosis que están recibiendo. Por otro lado, como herramienta formativa junto con la grabación de los procedimientos, ha permitido detectar conductas mejorables desde el punto de vista de la protección radiológica. Los profesionales usuarios del sistema y sometidos a la formación han mostrado una satisfacción muy alta con el mismo.

Bibliografía

- [1] Vañó E, Fernández JM, Sánchez R. Occupational dosimetry in real time. Benefits for interventional radiology. Radiation Measurements 2011; 46(11):1262-1265.
- [2] Sánchez R, Vañó E, Fernández JM, Gallego JJ. Staff Radiation Doses in a Real-Time Display Inside the Angiography Room. Cardiovasc Intervent Radiol 2010; 33:1210-1214.

DESARROLLO DE LOS PROGRAMAS DE FORMACIÓN EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL ÁMBITO DE LA FORMACIÓN SANITARIA ESPECIALIZADA. EXPERIENCIA EN UN SISTEMA DE SALUD REGIONAL

Sanz Freire CJ, Collado Chamorro P, Gómez Amez J, Martínez Mirallas O, Tejada San Juan S y López de Gamarra MS

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. CIBIR. Logroño.
Correspondencia: csanz@riojasalud.es

Palabras clave: Formación en PR, formación sanitaria especializada, residencia.

Introducción y objetivos

El RD 815/2001 de 13 de Julio [1], sobre justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas establece en su articulado (art. 11) la necesidad de incorporar la formación en Protección Radiológica (PR) en el ámbito de las profesiones sanitarias que impliquen el uso de radiaciones ionizantes (RRII). En particular, se deberá incluir objetivos de formación teórico-prácticos en materia de PR en los programas de formación sanitaria especializada en las especialidades que así lo requieran. El desarrollo de dicho objetivo se concreta en la obligación de incorporar en los programas de formación sanitaria especializada dos niveles de formación en PR: Nivel Básico y Nivel Avanzado. El presente trabajo describe la experiencia de desarrollo y completa implementación de dichos niveles en el ámbito de un Sistema de Salud regional.

Material y métodos

El contenido y esquema formativo implantado en nuestra Comunidad recoge las directrices de la Guía “Protección Radiológica 116” [2] de la Comisión Europea. La misma establece el recorrido formativo específico para cada especialidad. La implantación del mismo se ha realizado mediante la coordinación de los siguientes actores implicados:

- El Servicio de Formación del personal del Sistema Sanitario como promotor y auditor de dicha actividad formativa
- Las Comisiones de Docencia de Especializada y Primaria como coordinadoras de los cursos y enlace con los Tutores Docentes
- El Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica como personal docente
- La Unidad de Formación en la provisión de recursos y ubicación para los cursos

La estructuración de los cursos se realiza para poder cumplir los siguientes objetivos:

- El estricto cumplimiento de lo dispuesto por la normativa vigente, especialmente en carga lectiva mínima
- La organización de los cursos de manera práctica para favorecer la disponibilidad tanto del alumnado como del profesorado para el aprovechamiento racional de los recursos

El alumnado objetivo en nuestro caso se compone de los siguientes especialistas en formación:

- Grupo 1. Residentes en especialidades sin implicaciones concretas en el uso de RRII
- Grupo 2. Residentes en especialidades con implicaciones concretas más o menos frecuentes en el uso de RRII. A menudo participación en procedimientos de carácter complejo o intervencionista
- Grupo 3. Residentes de Radiodiagnóstico
- Grupo 4. Residentes de Medicina Nuclear
- Grupo 5. Residentes de Oncología Radioterápica

Resultados y discusión

Para cumplir con lo anterior, la estructura final de la formación en PR en el ámbito de la formación especializada se ha realizado mediante el siguiente conjunto de cursos:

1. Formación Básica en PR. Grupo 1, anual, 8 horas. Fraccionado en 2 cursos al año a modo de refresco.
2. Formación Avanzada en PR. Grupo 2. bienal, 40 horas. Si bien la resolución del Ministerio los encuadra dentro de “Nivel Básico grupo B”, se les provee una formación más completa de común acuerdo a los criterios de los tutores docentes y el Servicio de Radiofísica y PR
3. Formación Avanzada en PR. Grupo 3. Bienal, 40 horas (24 teóricas, 16 prácticas)
4. Formación Avanzada en PR. Grupo 4. Anual, 40 horas, durante la realización de la rotación de un mes en el Servicio de Radiofísica y PR

5. Formación Avanzada en PR. Grupo 5. Anual, 40 horas, durante la realización de la rotación de cuatro meses en el Servicio de Radiofísica y PR

Los cursos se complementan mediante examen y encuesta de satisfacción sobre el curso y el profesorado. El contenido del curso está disponible en formato CD para el alumnado.

A fecha actual, el programa de formación está completamente implementado y un total de 113 alumnos han recibido la formación

Conclusiones

Se ha implementado un programa de formación en PR para residentes de todas las especialidades de acuerdo con lo previsto por la normativa vigente. Se ha adaptado el programa para racionalizar el uso y disponibilidad de recursos. La experiencia actual y las encuestas de satisfacción muestran que en la formación básica el interés inicial es escaso y solo mejora con la aplicación de supuestos estrictamente prácticos. Asimismo y de acuerdo a esta experiencia, consideramos que el denominado “nivel básico grupo B” precisa más carga lectiva de la que la normativa prevé inicialmente.

Bibliografía

[1]Real Decreto 815/2001, de 13 de julio, sobre justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas. BOE 168 de 14 de Julio de 2001

[2]Guidelines on Education and Training in Radiation Protection for Medical Exposures. Radiation Protection 116. European Commission

ANÁLISIS DE PARAMETROS CUANTIFICABLES PARA EL DISEÑO DE UN PERFIL DE CURSOS DE FORMACIÓN ONLINE

Monroy Antón JL¹, Izquierdo Soriano JV², Ribes Llopis L¹ y Buendía García F³

¹Servicio Oncología Radioterápica. Hospital Universitario de la Ribera, Alzira. Valencia

²Dirección de Recursos Humanos. Hospital Universitario de la Ribera, Alzira. Valencia.

³Dpto. Informática de Sistemas y Computadores. ETS Ingeniería Informática, UPV. Valencia

Correspondencia: jlmonroyster@gmail.com

Palabras clave: e-Learning; formación, docencia online.

Introducción y objetivos

La formación de personal sanitario en diversas áreas y campos ha sido tradicionalmente presencial. En los últimos años, este sistema de docencia se acompaña e incluso se sustituye por canales de formación online, los denominados cursos e-Learning. Los profesionales de áreas sanitarias relacionadas con la radiación pueden acceder a estas fórmulas de enseñanza mediante la utilización de plataformas internas (del propio centro sanitario) o externas. Los recursos que podemos cuantificar y analizar en estas plataformas son muy diversos y debemos seleccionar los más adecuados de forma que nos sirvan para poder diseñar un perfil de curso lo más correcto posible para nuestro fin. El objetivo principal de este estudio es cuantificar las conexiones y acciones realizadas por los alumnos y el profesorado en cursos online relacionados con el ámbito de la radiación ionizante, analizando el número de horas de formación y el número de alumnos y profesores, de forma que podamos establecer un perfil de curso adecuado a las demandas y las posibilidades docentes.

Material y métodos

Realizamos tres cursos de formación interna online sobre el tema: “Toxicidad en radioterapia externa”, a los que denominaremos Curso 1, 2 y 3. Inicialmente, estuvieron dirigidos a cualquier profesional sanitario del Área de Salud correspondiente (hospital y Centros de Atención Primaria). El número máximo de alumnos admitidos en cada curso fue de 12. Los Cursos 1 y 2 fueron impartidos por un único profesor, y el Curso 3 por dos profesores, realizándose además una actividad práctica presencial. El cómputo de horas lectivas de cada curso fue de 10 (curso 1), 23 (curso 2) y 22 (curso 3) horas. Su duración completa comprendió un período de 6 semanas. El acceso al curso se realizó a través de la plataforma online de formación interna Campus Ribera. Los recursos formativos disponibles fueron: temario teórico, ejercicios, temas prácticos, foros de debate y evaluaciones mediante test o entrega de trabajos. Para realizar el presente estudio analizamos los datos correspondientes a dos parámetros: las acciones denominadas “Course View” (CV) y “Forum” (F), tanto de los alumnos como del profesorado. “CV” hace referencia a las veces que la persona entra al curso, independientemente de su acción posterior dentro del mismo. “F” hace referencia a las veces que la persona entra en alguno de los foros dispuestos en los cursos (puede haber diferentes según la necesidad de comunicación alumno-profesor).

Resultados y discusión

El número total de “CV” osciló entre 502 y 959 por parte de los alumnos, y entre 119 y 406 por parte del profesor. La relación profesor/alumno fue 1.3-3.3, lo que significa que el profesor accede al curso al menos una vez por cada vez que lo hace cada alumno, pudiendo incluso llegar a triplicar esta acción. El número total de entradas a foros de los alumnos fue entre 416 y 1924 y del profesor entre 106 y 688. La relación profesor/alumno en este apartado fue 1.3-2.8. Significa que el docente participa en ocasiones hasta tres veces más que los alumnos en los foros. La ratio de conexiones por cada alumno y hora de formación osciló entre 2-11.9 para “CV” y 1.7-24 para “F” lo que significa que por cada hora teórica de formación, los alumnos accedieron al curso al menos una vez. La relación de conexiones por profesor y horas de formación estuvo entre 2.7-40.6 para los “CV” y 2.4-68.8 para los “F”. Como se aprecia existen diferencias importantes entre el Curso 1 y los otros dos. Nosotros pensamos que esta diferencia puede ser debida a que el Curso 1 fue el primero de esta modalidad, cuando se iniciaba la formación a través de Campus Ribera. Posteriormente, con los alumnos y el profesorado más entrenado al haber realizado otras actividades formativas, entendemos que se agiliza el procedimiento y evita un número de accesos innecesarios. Por otra parte, las conexiones del profesor a los dos recursos, superan las del alumnado. Podemos interpretarlo como normal, pero puede orientarnos a establecer un número de alumnos por profesor en torno a 4-5alumnos/ 1 profesor, para que la carga docente no resulte excesiva. Podemos apreciar con estos datos que la actividad del alumnado en los dos parámetros analizados no resulta excesiva (carga lectiva moderada); sin embargo, la relación con el profesor sí se traduce en una dedicación importante por parte del docente a la rutina del curso dependiendo del número de alumnos. Parece adecuado estimar una proporción de alumnos de 4 ó 5 por cada profesor. Pueden

analizarse otros recursos aislados o relacionados con estos mismos, obteniendo resultados que puedan confirmar o rechazar estas líneas de tendencia que se señalan con los resultados obtenidos.

Conclusiones

Existen multitud de parámetros de análisis que nos pueden hacer mejorar la formación online tanto desde la perspectiva docente como del alumnado. Con ellos puede establecerse un perfil del curso orientado a un número adecuado de horas de formación, y de alumnos/profesores para un mejor aprovechamiento. Debemos identificar en cada caso (curso concreto) los recursos más adecuados para obtener unos buenos resultados docentes.

ACCIONES FORMATIVAS EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y TECNOLOGÍA NUCLEAR DE CIEMAT

Falcón Cabrera S, Fernández Sánchez J y Marco Arbolí, M

Departamento de Formación en Energía y Medioambiente. CIEMAT. Madrid.
Correspondencia: susana.falcon@ciemat.es

Palabras clave: Educación, formación, Protección Radiológica.

Introducción y objetivos

CIEMAT, a través del grupo de Formación en Protección Radiológica y Tecnología Nuclear se apoya en su dilatada experiencia para materializar acciones formativas estándar en continua revisión y actualización, y otras de nueva creación, en varias líneas de actuación, que constituyen una apropiada transferencia de conocimientos o gestión de conocimientos en las áreas relacionadas con la Protección Radiológica y la Tecnología Nuclear. La necesidad de formación e información en el ámbito de la Protección Radiológica y la Tecnología Nuclear está reconocida y recomendada en todos los programas de seguridad y en la normativa de las organizaciones nacionales e internacionales que se ocupan de estas disciplinas. Una de las herramientas básicas para el desempeño de un trabajo seguro, de calidad y eficaz es la FORMACIÓN, tanto inicial como continuada. Una adecuada formación en Protección Radiológica y Tecnología Nuclear será por tanto necesaria para alcanzar los objetivos fijados, más aún si tenemos en cuenta el constante aumento de las aplicaciones de las radiaciones ionizantes, así como la inclusión de nuevos procedimientos y tecnologías que deben ser conocidos por los trabajadores. Las acciones formativas diseñadas tendrán como objetivos principales:

- Favorecer los procesos de transferencia de conocimientos, tecnología y capacidades entre sectores relacionados.
- Ofrecer actividades en función de la necesidad detectada entre los profesionales de estos campos, homogeneizando los programas de formación de alta especialización, la documentación y los casos prácticos.
- Posibilitar el establecimiento de un foro de opinión e intercambio de definición de objetivos, métodos de trabajo y experiencias entre expertos.
- Actuar sobre los programas estandarizados para adecuarlos a las exigencias actuales.

Material y métodos

Este tipo de actividades contribuyen a fomentar el papel de la Ciencia, la Tecnología Nuclear y la Protección Radiológica en apoyo del desarrollo sostenible. Los métodos y material empleados para el desarrollo de estas actividades formativas (acciones presenciales, semi-presenciales y on-line) serán entre otros, la detección de la necesidad formativa, el diseño del programa, la elaboración de un material adecuado y su posterior ejecución. Además, el protagonismo que durante la última década ha conseguido la Gestión del conocimiento ha sido propiciado, en buena medida, por la tremenda transformación de las tecnologías de la información y la comunicación (TIC). Éstas han supuesto cambios estructurales radicales en aspectos claves, como son: el acceso a la información, su inmediatez y las nuevas estructuras y capacidades de clasificación. El CIEMAT tiene en cuenta estos procesos y se asegura contar con estas herramientas para ponerlas a disposición de los participantes en una formación de calidad adaptada a las nuevas tecnologías.

Resultados y discusión

En este trabajo se presentarán las distintas actividades formativas que se vienen desarrollando anualmente según la demanda detectada en la sociedad, en las empresas o en los organismos nacionales e internacionales involucrados, así como las distintas modalidades de prestación de estos servicios por parte de CIEMAT.

Conclusiones

CIEMAT como Organismo Público de Investigación, tiene como una de sus misiones la transferencia de tecnología y la gestión del conocimiento y a ello trata de contribuir, en los campos de su responsabilidad, la Unidad de formación del Centro a través del Grupo de Formación en Protección Radiológica y tecnología Nuclear.

EXPERIENCIA Y RESULTADOS EN LA FORMACIÓN DE LA ASIGNATURA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA TÉCNICOS DE RADIOTERAPIA

García Ruiz-Zorrilla J, Fernández Letón JP, Zucca Aparicio D, Pérez Moreno JM y Miñambres Moro A

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Madrid Sanchinarro – Grupo Hospital de Madrid. Madrid.

Correspondencia: juangarcia@hospitaldemadrid.com

Palabras clave: Formación, Protección Radiológica, radiofísico, técnico, radioterapia.

Introducción y objetivos

Una buena formación en protección radiológica (PR) es una herramienta fundamental en el trabajo con radiaciones ionizantes especialmente en instalaciones radiactivas como son las de Radioterapia. En el caso del técnico superior en radioterapia esta formación viene dada principalmente por los conocimientos adquiridos durante su ciclo formativo para la obtención del título de técnico y el examen de operador que deberá superar para la obtención de la licencia de operador en instalaciones radiactivas. El técnico también recibirá formación continuada durante el ejercicio de su profesión pero después de esta formación no necesita ser superado un examen, por tanto esta formación puede estar muy bien como recuerdo de conocimientos adquiridos, pero posiblemente sea durante el ciclo formativo y el curso de operadores donde se establezca la base de su conocimiento en protección radiológica. El objetivo de este trabajo es presentar las dificultades, necesidades, resultados y conclusiones de la formación en protección radiológica durante el ciclo formativo para la obtención del título de técnico superior en radioterapia.

Material y métodos

El ciclo formativo superior de técnico en radioterapia se divide en 6 módulos teóricos más 1 módulo práctico de formación en centro de trabajo. La asignatura de protección radiológica supone un total de 95 horas lo que equivale a un 10% de la parte teórica. La parte teórica del ciclo se imparte en el primer curso y la parte práctica en el centro de trabajo en el segundo curso. Esto supone una dificultad para los alumnos ya que reciben unos conocimientos teóricos sobre algo que no conocen todavía y esto dificulta la aplicación práctica de los conocimientos teóricos impartidos. El temario de la asignatura está definido en el RD 556/1995, pero no hay un texto propio de referencia para esta asignatura en español. El texto más aproximado y enfocado para estos estudiantes es el material didáctico para la obtención de licencias en PR que se encuentra en la página del CSN. El RD 556/1995 no contempla a los licenciados en ciencias físicas como posibles profesores, pero sí que considera otros licenciados como químicos o médicos. En nuestro caso el profesor de la asignatura es un radiofísico. Los alumnos tienen 4 convocatorias legalmente para aprobar la asignatura, 2 por año: junio y septiembre. En nuestra escuela la asignatura se puede aprobar por parciales, se realizan 3 evaluaciones al año, con parcial y correspondiente recuperación por evaluación, en total durante el año puede haber hasta 7 exámenes para 2 convocatorias.

Resultados y discusión

La asignatura de protección radiológica en nuestra escuela es la que más dificultad entraña para los alumnos y es en la que se obtiene el mayor número de suspensos. Este porcentaje de suspensos mayor que en otras asignaturas puede venir influenciado por varias causas: baja formación inicial de los alumnos, falta de estudio de los alumnos, exigencia del profesor y material de estudio incorrecto o insuficiente (apuntes). En nuestro caso como material de estudio se utilizan los textos realizados para los cursos de operadores de radioterapia, aunque estos textos deberían modificarse un poco para este fin ya que están pensados para gente con base previa sobre radiaciones ionizantes, no para gente sin ningún conocimiento sobre la materia. En cualquier caso es fundamental el apoyo de un libro y este posiblemente sea el mejor texto que podemos encontrar en español de este nivel. Los objetivos exigidos a los alumnos en la asignatura deberían ser al menos los del curso de operadores del CSN, en nuestra escuela no se pretende ampliar temario sino insistir sobre el del CSN. En cuanto a la falta de estudio de los alumnos poco se puede hacer, pero sí que se les puede obligar a trabajar más durante el curso con tareas, presentaciones, prácticas que tengan que dirigir, etc. Obligando a un estudio más repartido en el tiempo con un enfoque más práctico, que conseguiría una mejor asimilación de los conceptos y un menor olvido de estos una vez finalizado el curso. Para poder hacer esto se necesitaría más tiempo durante el curso. Si comparamos la asignatura de protección radiológica en el módulo de radioterapia o la impartida en el módulo de diagnóstico por la imagen, ambas tienen un programa muy parecido ya que es una asignatura que se convalida de un módulo a otro. El sistema de evaluación en cuanto al número de convocatorias es igual al tratarse de la misma escuela y los alumnos deberían ser muy parecidos sobre todo cuando para la comparación se utiliza estadística de cuatro años. Al comparar el número de aprobados entre los alumnos de Diagnóstico por la Imagen con los de radioterapia, estos últimos son significativamente

menores en la asignatura del ciclo formativo, sin embargo cuando comparamos estos datos en los cursos de operadores del CSN se produce una inversión de los mismos:

- Porcentaje suspensos en 1ª convocatoria curso operadores radioterapia 5%
- Porcentaje suspensos en 1ª convocatoria curso operadores medicina nuclear 18%

El número de alumnos totales en ambos casos es muy similar. Estas diferencias se pueden explicar entre otras causas porque en el caso de Radioterapia el profesor es un especialista en radiofísica y en el caso de Diagnóstico por la imagen son técnicos, enfermeros o médicos. Otra pregunta que surge es, si es posible convalidar el curso de operadores con esta asignatura del ciclo formativo como tienen muchas escuelas. A la vista de estos resultados parece fundamental un filtro posterior independiente de la escuela para conseguir que todos los operadores tengan una formación mínima adecuada. Una opinión generalizada de la formación del curso de operadores para la obtención de licencias es que es mucha información, que puede resultar muy densa, sobre todo si esta información no es conocida previamente. Por este motivo resulta todavía más importante una buena formación durante el ciclo formativo impartida por un radiofísico donde asentar los conocimientos de PR y después superar el examen para la obtención de la licencia de operador, este servirá para uniformar el conocimiento entre distintas escuelas, pero con la mayoría de los conocimientos adquiridos previamente porque de otra forma, se olvidarán tan pronto como los aprendieron.

Conclusiones

La formación en PR en los ciclos formativos debería ser impartida por un radiofísico para asegurar una enseñanza de calidad, una adecuada exigencia de conocimientos y una concienciación sobre la PR. La no existencia de libro de texto para esta asignatura hace muy adecuado el uso del material docente del curso de operadores, aunque este podría ser más orientado a estudiantes sin conocimientos previos. En cualquier caso el material utilizado debería ser el mismo en las distintas escuelas para una misma exigencia y unos objetivos comunes. La superación de un examen independiente como el del curso de operadores parece fundamental para homogeneizar los conocimientos impartidos por distintas escuelas. Para evitar la idea general del desconocimiento de PR por parte de los trabajadores en el ámbito sanitario, habría que insistir en la formación durante el ciclo formativo, ya que este es el momento para aprender la mayoría de conocimientos. La docencia mejoraría si se pudiesen mezclar la parte teórica con la parte práctica y si se dispusiese de más tiempo para hacer la enseñanza más participativa, esto podría hacer más atractiva la PR. El tiempo puede ser escaso para una asignatura que es de las que menos horas tiene asignada y en cambio más les cuesta entender.

EXPERIENCIA EN LA IMPARTICIÓN DEL MÁSTER SEMIPRESENCIAL EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN INSTALACIONES RADIATIVAS Y NUCLEARES

Mayo Nogueira P¹, Verdú Martín GJ², Campayo Esteban JM³

¹TITANIA ST, Spin-off UPV. Grupo Dominguis.Valencia.

²Universidad Politécnica DE Valencia (UPV). Valencia.

³LAINSA, Grupo Dominguis. Valencia.

Correspondencia: p.mayo@titaniast.com

Palabras clave: Máster, posgrado, E-learning, Protección Radiológica, física hospitalaria

Introducción y objetivos

En este trabajo se presenta la experiencia en la impartición del “Máster en Protección Radiológica en Instalaciones Radiactivas y Nucleares”, que actualmente se encuentra en su segunda edición. Se trata de un Máster de modalidad semipresencial (90% online, a través de la plataforma Poliformat de la Universidad Politécnica de Valencia, 10% presencial), dirigido a titulados interesados en la protección radiológica, que deseen adquirir conocimientos detallados y avanzados en este campo. Complementa los conocimientos que tienen los trabajadores con funciones de Técnico Superior de protección radiológica, pues cubre los contenidos de formación necesaria para superar el examen de obtención de licencia de Jefatura de Servicio de Unidades Técnicas de Protección Radiológica, de Servicios de Protección Radiológica [1], y para Técnicos de riesgos laborales del área de Higiene (Servicios de Prevención de Riesgos Laborales). El Máster en Protección Radiológica en Instalaciones Radiactivas y Nucleares está dirigido por la Universidad Politécnica de Valencia en colaboración con Titania, spin-off de dicha universidad, para su coordinación y desarrollo. Cuenta además con entidades de amplia experiencia en el campo de la protección radiológica cuyo personal coordina y participa como profesorado en el máster. Entre dichas entidades se encuentran las siguientes: Consejo de Seguridad Nuclear, Iberdrola, Enresa, Lainsa, Hospital Clínico Universitario, Hospital Universitario y Politécnico La Fe, Centro de Investigación Príncipe Felipe, Protección Civil de la Delegación de Gobierno en la Comunidad Valenciana, Centro Nacional de Dosimetría, etc.

Material y métodos

La impartición del Máster en Protección Radiológica en Instalaciones Radiactivas y Nucleares (60 ECTS) tiene una gran parte de docencia online, para lo cual incorpora herramientas de última tecnología de la Universidad Politécnica de Valencia, tales como la plataforma tecnológica Poliformat, grabación de sesiones mediante el sistema Polimedia, sesiones de repaso de acceso remoto con el sistema Policonecta, además de lecciones guiadas locutadas, ejercicios online prácticos, autoevaluaciones de chequeo y tutorías online, para facilitar el aprendizaje por parte del alumno. En las siguientes figuras se muestran algunas de las herramientas utilizadas:

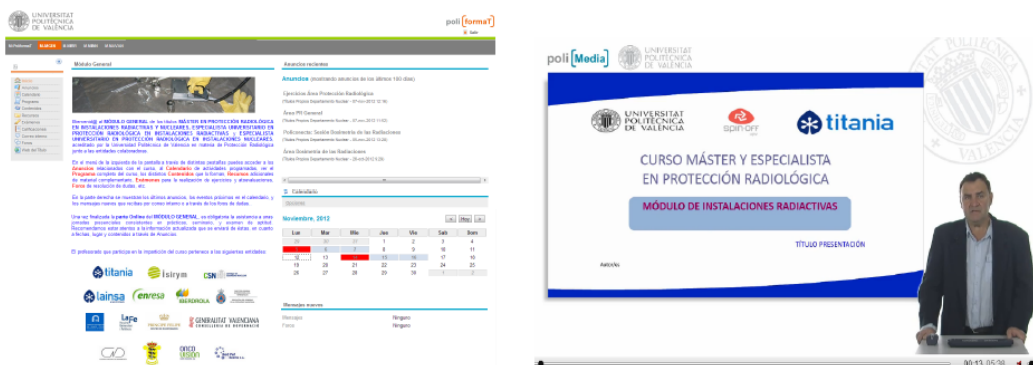


Figura. a) Plataforma tecnológica de teledocencia, Poliformat. b) Vídeo Polimedia relativo a la introducción al área de Instalaciones Industriales en el Módulo de Instalaciones Radiactivas del máster.

La duración del máster es de un año aproximadamente, siendo su estructura modular, formada por: Módulo General, Módulo de Instalaciones Radiactivas, Módulo de Instalaciones Nucleares y Módulo Avanzado. El curso se complementa con una parte presencial que consiste en varias prácticas en cada módulo en instalaciones nucleares, industriales, sanitarias, etc. seminario y examen presencial, para evaluar los conocimientos adquiridos. De esta forma, el curso recoge gran parte del temario propuesto por la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA) [2]. Además es necesario presentar una tesina como trabajo fin de

máster, en la que el alumno ante un tribunal realiza una defensa del trabajo que ha desarrollado aplicado a alguno de los campos visto durante la impartición del máster.

Resultados y discusión

El Máster en Protección Radiológica en Instalaciones Radiactivas y Nucleares se está implantando con éxito dentro de la formación de postgrado impartida por la Universidad Politécnica de Valencia, en el ámbito de la Protección Radiológica tal como se puede deducir a través de los siguientes indicadores:

- La primera edición del Máster (curso 2011/2012) logró un nivel de satisfacción en el alumnado elevado, tal como muestran los resultados de las encuestas llevadas a cabo tras la impartición del título (los resultados obtenidos están por encima de la media de los títulos impartidos en la Universidad Politécnica de Valencia).
- El número de interesados en el Máster ha ido creciendo de forma paulatina: se han registrado más de 6.000 visitas en la página web del título. Se han establecido acuerdos de colaboración con diversas entidades de amplia experiencia en el campo de la Protección Radiológica, entre las que se encuentra el Consejo de Seguridad Nuclear, el cual participa en diversas áreas, y en concreto coordina el área de Emergencias Nucleares y Radiológicas dentro del módulo Avanzado.

Actualmente se imparte la segunda edición del Máster (2012/2013), la cual cuenta con unos 30 alumnos de diferentes procedencias: el 50% del alumnado es de fuera de Valencia, residiendo el 25% en el extranjero. En el próximo curso académico (2013/2014) se pone en marcha una variante del Máster actual, a partir de la cual los alumnos se especializarían en Física Hospitalaria. Esta especialización es muy demandada en países de Latinoamérica, por lo que se está iniciando la internacionalización a países de esta región a través de colaboraciones con diversas Universidades de Latinoamérica.

Conclusiones

La experiencia obtenida durante la impartición de estas dos primeras ediciones del Máster indica que éste está teniendo buenos resultados de implantación, tanto por parte de los interesados en formarse en Protección Radiológica, como por parte de entidades de gran prestigio que participan en el desarrollo e impartición del mismo. La formación online en protección radiológica y seguridad nuclear es interesante pues permite una formación flexible y adaptada. El desarrollo y diseño de esta formación se ha realizado mediante una plataforma online robusta que permite el seguimiento y control detallado del curso de manera efectiva. Por ello esta formación puede plantearse por sus características tanto a nivel nacional como internacional, siendo este último caso el que ha despertado una mayor demanda en el último año, por las características de la formación que abarca el máster en protección radiológica.

Bibliografía

- [1] IS-03 sobre Cualificaciones para obtener el Reconocimiento de Experto en Protección contra las Radiaciones Ionizantes, Consejo de Seguridad Nuclear, 2002
- [2] International Atomic Energy Agency. Training Course Series No.18, Postgraduate Educational Course in Radiation Protection and the Safety of Radiation Sources. Vienna. 2002.

ELABORACIÓN DEL LIBRO "ULTIMOS AVANCES EN RADIOPROTECTORES DE ORIGEN NATURAL"

Sebastià Fabregat N¹, Montoro Pastor A², Candela Juan C², Villaescusa Blanca JI²
y Soriano del Castillo JM¹

¹Departamento de Medicina Preventiva y Salud Pública. Universitat de València. España.

²Servicio de Protección Radiológica. Hospital Universitario y Politécnico La Fe. Valencia.

Correspondencia: natividad.sebastia@uv.es

Palabras clave: Radioprotectores, libro, productos de origen natural.

Introducción y objetivos

La amifostina es un compuesto químico que desarrolló la Walter Reed Army Institute of Research para proteger a los soldados de la radiación en caso de una confrontación nuclear. Hoy en día se utiliza como radioprotector pero puede presentar diversos efectos secundarios incluyendo hipotensión, emesis, somnolencia, estornudos, gusto metálico, hipocalcemia, náuseas y vómitos. Los productos o compuestos aislados de fuentes naturales podrían ser usados sustancialmente como radioprotectores no tóxicos, tal y como refleja la bibliografía en los últimos años. El objetivo de esta presentación es desarrollar el primer libro que presente una actualización de estos compuestos obtenidos por otros investigadores, y por nuestro grupo, en este campo. Este libro forma parte del proyecto titulado "Estudio de radioprotectores de origen alimentario para pacientes y trabajadores en procedimientos de tratamiento o diagnóstico médico con radiaciones" (2696/SRO) dentro de las ayudas de I+D relacionado con la seguridad nuclear y la protección radiológica del Consejo de Seguridad Nuclear.

Material y métodos

Se realizaron búsquedas de estudios realizados in vitro, in vivo y ex vivo de compuestos con efecto de radioprotectores en las siguientes bases de datos; the Cochrane Library, MEDLINE, CINAHL, EMBASE Drugs & Pharmacology, Pascal, LILACS, LISA y en la Chinese Biomedical Base y en el motor de búsqueda de páginas web científicas "Scirus". La siguiente estrategia de búsqueda se construyó con una combinación de títulos y palabras de texto relacionados con la utilización de radioprotectores, compuestos activos, plantas medicinales y preparados herbales tanto en castellano, inglés, alemán, francés, italiano, chino, japonés y otras lenguas asiáticas.

Resultados y discusión

El libro recoge una recopilación de toda la información actual sobre radioprotectores de origen natural. Se encuentra ordenada en los siguientes cinco capítulos; 1) la radiación y sus efectos; 2) radioprotectores: generalidades; 3) principios naturales (incluye 37 de estos compuestos); 4) organismos naturales (incluyendo 25) y 5) preparados/formulaciones naturales con efecto radioprotector. Se trata del primer libro de estas características que se publica a nivel nacional, además de no existir ninguno similar a nivel internacional.

Conclusiones

Las actualizaciones de la información sobre radioprotección y compuestos naturales es interesante no sólo para la formación de estudiantes y actualización de los profesionales sanitarios sino que permite discernir las posibles sustancias con el objetivo de desarrollar nuevas preparaciones orales o aplicaciones dérmicas que permitan salvaguardar la salud de los pacientes y de los profesionales sanitarios sometidos a radiación.

Bibliografía

- Sebastià N, Almonacid M, Villaescusa JI, Cervera J, Such E, Silla MA, Soriano JM, Montoro A. 2013. Radioprotective activity and cytogenetic effect of resveratrol in human lymphocytes: An in vitro evaluation. *Food Chem Toxicol.* 51:391-5.
- Sebastià N, Soriano JM, Barquinero JF, Villaescusa JI, Almonacid M, Cervera J, Such E, Silla MA, Montoro A. 2012. In vitro cytogenetic and genotoxic effects of curcumin on human peripheral blood lymphocytes. *Food Chem Toxicol.* 50:3229-33.
- Montoro A, Soriano JM, Barquinero JF, Almonacid M, Montoro A, Verdú G, Sahuquillo V, Villaescusa JI, Sebastià N. 2012. Assessment in vitro of cytogenetic and genotoxic effects of propolis on human lymphocytes. *Food Chem Toxicol.* 50: 216-21.

IMPORTANCIA DEL CURSO PRÁCTICO DE CONTROL DE CALIDAD EN INSTALACIONES DE RADIODIAGNÓSTICO PARA TÉCNICOS EXPERTOS EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Ruiz López MA, Ramírez Ros JC, Jódar López CA, Lobato Muñoz M, Jérez Sáinz MI, Pamos Ureña M y Carrasco Rodríguez JL

Hospital Universitario Virgen de la Victoria. Málaga.
Correspondencia: masunruz@gmail.com

Palabras clave: Curso práctico, técnico experto protección radiológica.

Introducción y objetivos

La Instrucción de 6 de noviembre de 2002, del Consejo de Seguridad Nuclear, número IS-03, sobre cualificaciones para obtener el reconocimiento de experto en protección contra las radiaciones ionizantes, publicada en el BOE nº 297 de 12 de diciembre de 2002, tiene por objeto establecer los requisitos sobre formación y experiencia mínimas que el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) considera necesarias para los aspirantes a ser reconocidos como expertos en protección contra las radiaciones ionizantes (denominados, en adelante, expertos en protección radiológica), tanto en lo que respecta a los responsables del Servicio o Unidad Técnica de Protección Radiológica como a los técnicos a su cargo. Entre los requisitos para la obtención del reconocimiento de técnico experto en protección radiológica podemos encontrar, en el anexo V, en la modalidad B, los programas de clases prácticas para formación del personal técnico experto en protección radiológica perteneciente a un Servicio o Unidad Técnica de Protección Radiológica en Instalaciones de rayos X con fines de diagnóstico médico. El curso partía con el claro objetivo de dar formación práctica de Control de Calidad en Radiodiagnóstico a los técnicos expertos en protección radiológica, en la línea de lo exigido en la Instrucción IS-03 del CSN, de manera que éstos añadan a su currículo los aspectos teóricos y prácticos de la realización de estos controles, de forma que cuando fueran incorporados por los Servicios y Unidades Técnicas de Protección Radiológica, éstos sólo tuvieran que ponerles al día en lo que se refiere a particularidades en su equipamiento, forma de medir o informar. Según nuestra experiencia en el sector y tras investigar previamente, sabíamos que existe un número importante de profesionales que demandan este tipo de formación práctica y que no existe en la actualidad ningún curso que cubra esta necesidad.

Material y métodos

El curso se desarrolló entre los días 5 y 9 de noviembre de 2012 en el Hospital Virgen de la Victoria de Málaga, patrocinado por la Sociedad Andaluza de Radiofísica Hospitalaria (SARH) y con subvención del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN).

El número de plazas ofertadas fue de 25, con un total de 40 horas lectivas. El curso iba dirigido a técnicos expertos en protección radiológica en activo o candidatos a serlo, aunque podía resultar de interés para técnicos de EVAT, especialistas en Radiofísica Hospitalaria o en proceso de formación (residentes) o a cualquier persona relacionada con el control de calidad de RX. Los alumnos fueron distribuidos en grupos de cinco y, bajo la tutela de los docentes, fueron realizando controles de calidad de distintos tipos de equipos de RX y elementos de la cadena de imagen, siguiendo la Revisión 2011 del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. El curso se completó con presentaciones dirigidas a facilitar la comprensión y el desarrollo de las prácticas. Además, el alumnado dispuso de una plataforma virtual en la que se incluyó todo el contenido del curso junto con documentación adicional de interés.

Resultados y discusión

Los resultados del curso en cuanto a participación fueron muy buenos. Las 25 plazas se ocuparon en menos de 3 días, a pesar de que el plazo de inscripción era de 15, y se creó una lista de espera para una próxima edición de otros 25 alumnos. Además, la gran variedad del alumnado, técnicos expertos en protección radiológica, técnicos de empresas de venta y asistencia técnica (EVAT) y especialistas en Radiofísica, convirtió el curso en un interesante punto de encuentro de diferentes profesionales preocupados por adaptar sus procedimientos a la Revisión 2011 del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. El gran interés mostrado por los alumnos durante el curso, tanto en las sesiones teóricas como en las prácticas, contribuyó de forma fundamental al cumplimiento de los objetivos fijados. Si nos fijamos en lo que al aspecto formativo se refiere, los resultados también nos parecen buenos a la vista de las encuestas de satisfacción del alumnado. Incluimos los resultados de las encuestas en la tabla siguiente, donde hay que tener en cuenta que los alumnos valoraban del 1 al 5:

	NOTA MEDIA
Valoración Global	
LOS CONTENIDOS HAN CUBIERTO SUS EXPECTATIVAS	4,4
LOS TEMAS SE HAN TRATADO CON LA PROFUNDIDAD QUE ESPERABA	4,0
EL CURSO RECIBIDO ES UTIL PARA SU FORMACIÓN	4,8
EL CURSO ES APLICABLE Y ÚTIL PARA EL DESEMPEÑO PROFESIONAL	4,5
Accesibilidad	
LA INFORMACIÓN SOBRE LA ACCIÓN FORMATIVA HA LLEGADO CORRECTAMENTE	4,5
LA INFORMACIÓN DISPONIBLE SOBRE EL CURSO HA SIDO ADECUADA	4,4
Metodología	
LA DURACIÓN DEL CURSO HA SIDO ADECUADA AL PROGRAMA	3,8
LOS OBJETIVOS MARCADOS HAN SIDO CONCRETADOS AL INICIO DEL CURSO	4,6
LA MATERIA IMPARTIDA SE ENCUENTRA ACTUALIZADA	4,9
LA METODOLOGÍA SE HA ADECUADO A LOS CONOCIMIENTOS	4,4
LA DOCUMENTACIÓN ENTREGADA HA SIDO SUFICIENTE	4,6
Profesorado	
EL PROFESOR DOMINA LA MATERIA	4,8
LOS CONTENIDOS SE HAN EXPUESTO CON LA DEBIDA CLARIDAD	4,5
MOTIVA Y DESPIERTA INTERÉS EN LOS ASISTENTES	4,7
EL DOCENTE PRESENTA DISPOSICIÓN PARA EL DIÁLOGO Y LA PARTICIPACIÓN	4,9

Nos gustaría resaltar que a los alumnos les ha parecido un curso útil para su formación y aplicable para su desempeño profesional. También notar que las notas más bajas están en si la duración del curso ha sido la adecuada al programa así como si los temas se han tratado con la profundidad que esperaba. Esto también se refleja en los comentarios realizados por los alumnos. Otra de las sugerencias realizadas por los alumnos ha sido la de armonizar los conocimientos de los distintos alumnos antes del curso, o separarlos en los grupos de prácticas según nivel previo o intereses, ya que al existir distintos grupos profesionales también existían diferentes intereses.

Conclusiones

La organización del curso considera un éxito el desarrollo del mismo, tanto en su contribución de cara a homogeneizar la formación práctica de los técnicos expertos en protección radiológica a nivel nacional, como a nivel de participación, puesto que el número de solicitudes ha sido muy superior al de plazas ofertadas, o a nivel formativo a la vista de los resultados de las encuestas de satisfacción del alumnado. Por otra parte, en posteriores ediciones, se podrían introducir pequeños cambios, como una parte online teórica previa al curso presencial para intentar solucionar así tanto el problema de la profundidad de los temas como el de armonizar conocimientos antes del curso práctico. También se va a estudiar la posibilidad de agrupar los grupos de prácticas por intereses profesionales o nivel inicial para mejorar la utilidad del curso.

IMPLEMENTACIÓN DEL APRENDIZAJE BASADO EN PROBLEMAS DE LA FÍSICA MÉDICA Y LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN UNA FACULTAD DE MEDICINA

Muñoz Montplet, C^{1,2}, Casas Curto JD¹, Pedraza Gutiérrez S¹, Vilanova Busquets JC¹, Balliu Collgròs E¹, Barceló Obregón J¹, Fuentes Raspall R¹, Guirao Marín S¹, Maroto Genover A¹, Pont Vallès J¹, Agramunt Chaler S² y Jurado Bruggeman D²

¹Departamento de Ciencias Médicas, Facultad de Medicina, Universitat de Girona. Girona.

²Servicio de Física Médica y Protección Radiológica, Institut Català d'Oncologia-Girona. Girona.

Correspondencia: cmunoz@iconcologia.net

Palabras clave: Aprendizaje basado en problemas, aprendizaje autodirigido, grado de medicina, objetivos docentes, tutor facilitador

Introducción y objetivos

En 2008 fue elegida en una Facultad de Medicina la metodología del aprendizaje basado en problemas (ABP) [1,2], en la que el docente ejerce el rol de tutor facilitador mientras que es el alumno el que toma el protagonismo como constructor activo de su aprendizaje auto-dirigido. Cada docente es también experto referente de su área de conocimiento. Si bien todas las disciplinas se estudian de forma integrada, los objetivos de aprendizaje relacionados con la física médica y la protección radiológica se trabajan mayoritariamente en el módulo de Radiología y Medicina Física del segundo curso del plan de estudios, complementado con una visita de los alumnos a los servicios de Física Médica y Protección Radiológica y Oncología Radioterápica del Hospital Universitario de referencia durante el tercer curso. En este trabajo presentamos nuestra experiencia en el diseño e implementación durante el periodo 2009-2012 de dicho módulo centrándonos en estas disciplinas.

Material y métodos

El primer paso para diseñar el módulo tras la selección de los docentes fue el establecimiento de los objetivos de aprendizaje y a continuación de las actividades programadas a tal efecto, que actualmente incluyen sesiones de ABP, talleres, clases magistrales y un juego informático. Por otro lado se seleccionaron y se pusieron a disposición los recursos bibliográficos necesarios. También se estableció el sistema de evaluación, tanto de los alumnos como de los docentes. Asimismo se realizaron encuestas de opinión entre el alumnado. A partir de los resultados de dichas encuestas, de la propia experiencia del cuerpo docente y de reajustes globales del plan de estudios después del primer año, se estableció el diseño final actualmente vigente.

Resultados y discusión

El cuerpo docente está compuesto por especialistas en radiología, medicina nuclear, oncología radioterápica y radiofísica hospitalaria. Existen diez objetivos de aprendizaje que incluyen entre otros: la descripción de las fuentes de radiación en diagnóstico por la imagen y radioterapia, de los mecanismos de interacción de la radiación con la materia y del proceso de formación de la imagen; la descripción de los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes; la definición de la protección radiológica, de sus fundamentos y del concepto ALARA. A lo largo del curso, que dura unas cuatro semanas, se trabajan con el tutor en grupos de unos diez alumnos tres problemas o situaciones, seleccionados de un extenso repositorio para cubrir los objetivos de aprendizaje. Para cada problema existe una sesión de presentación del problema, una de discusión y una de resolución. Durante este periodo se incluyen también tres talleres de interpretación de imágenes e informes y diversas clases magistrales, entre ellas una de radiaciones ionizantes y protección radiológica. Por último se ha desarrollado un juego informático denominado "MedGame" en el que el alumno se enfrenta a diferentes retos que le ayudan también a alcanzar los objetivos del módulo. Paralelamente los alumnos disponen de otras herramientas como son el trabajo individual o las consultas a los expertos. La evaluación del alumno consiste en primer lugar en una autoevaluación, una coevaluación por parte del resto de compañeros y una evaluación por parte del tutor de las sesiones de ABP, valorando competencias relacionadas con actitudes y valores (40% de la nota final). Se completa con un examen basado en el empleo de la metodología ABP alrededor de cuatro situaciones cortas (40% de la nota) y un examen práctico de los conocimientos adquiridos en los talleres (20% de la nota). También se realiza una autoevaluación y evaluación del tutor por parte de los alumnos acerca de su tarea como facilitador. La valoración del módulo se realiza mediante una encuesta de opinión. Los resultados de las primeras promociones indican un grado elevado en el alcance de los objetivos de aprendizaje, pero indican la necesidad de seguir mejorando el programa en algunos aspectos. La formación de los estudiantes en el ámbito de la física médica y la protección radiológica se completa con una visita de una mañana al Hospital Universitario de referencia, guiada por un especialista en radiofísica hospitalaria y un especialista en oncología radioterápica, en la que se muestra "in situ" la tarea desarrollada por estos profesionales.

Conclusiones

Se ha elaborado un programa docente de física médica y protección radiológica integrado en el módulo de Radiología y Medicina Física basado en el aprendizaje auto-dirigido por problemas en una Facultad de Medicina. Después de adaptarlo a las necesidades que se han ido detectando en las primeras promociones, el programa final incluye múltiples herramientas de aprendizaje y un completo sistema de evaluación que han permitido que los estudiantes alcancen satisfactoriamente los objetivos, aunque requiere mejora continua.

Bibliografía

- [1]Branda LA, Sciarra AF. Faculty development for problem-based learning. Ann Community-Orient Educ 1995;8:195-208.
- [2]Branda LA. El aprendizaje basado en problemas en la formación en Ciencias de la Salud. En: El aprendizaje basado en problemas: una herramienta para toda la vida. Agencia Laín Entralgo. Madrid, 2004: 17-25.

LOS CURSOS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA RESIDENTES. LA EXPERIENCIA EN LA REGIÓN DE MURCIA

Tobarra González BM¹, Vera Sánchez JA¹, Buades Forner MJ¹ y Madrid García G²

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia.

²Dirección General de Asistencia Sanitaria. Servicio Murciano de Salud. Murcia.

Correspondencia: bonifaciom.tobarra@carm.es.

Palabras clave: Protección Radiológica, residentes, cursos, formación.

Introducción y objetivos

Nuestro servicio imparte cursos de Protección Radiológica (PR) a los residentes del Servicio Murciano de Salud (SMS) desde el año 2006. El origen de estos cursos se encuentra en la Resolución del Ministerio de Sanidad y Consumo del mismo año [1], que desarrolla los contenidos docentes de la Guía “Protección Radiológica 116” de la Comisión Europea [2]. Desde 2008, estos cursos están enmarcados dentro del Programa Transversal Complementario del Residente (PTCR) del SMS [3]. Se detectó una acusada falta de interés por parte de los R-1 en los contenidos. Las críticas recibidas nos llevaron a modificar la estrategia de presentación de los temas y, al tiempo, desarrollar más ampliamente la justificación a través de la participación activa de un médico radiólogo con amplia experiencia en calidad y optimización. El objetivo del presente trabajo es presentar las medidas llevadas a cabo por nuestro Servicio para mejorar la aceptación de los cursos y la satisfacción de los alumnos residentes de primer año de todo el SMS, y evaluar su impacto a través de la evolución de la valoración promedio obtenida de las encuestas de satisfacción desde el 2006. También se estudia tanto el volumen de los comentarios y/o sugerencias generados, así como su contenido.

Material y métodos

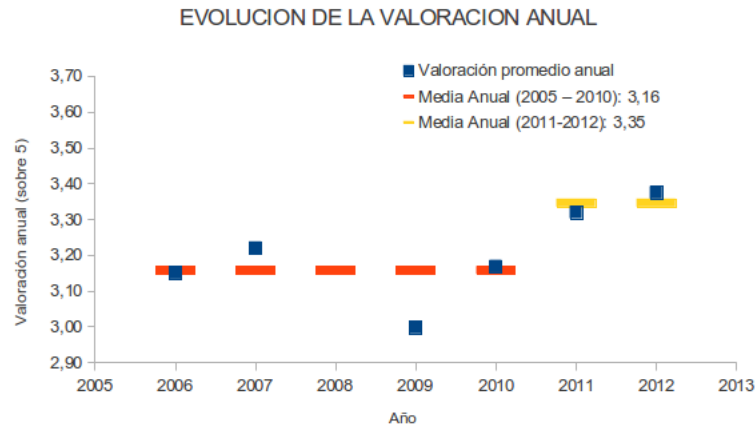
Se han impartido un total de 21 cursos para R-1 (6 horas) y 3 para R-2 (2 horas). Han participado un total de 811 alumnos de todas las especialidades, incluyendo a partir de 2009 enfermería y matronas. Solo se hicieron prácticas en la primera edición (2006). Se ha respetado el temario propuesto por el Ministerio y su estructura horaria mínima. Las medidas adoptadas encaminadas a mejorar la satisfacción de los alumnos, facilitar la comprensión y el conocimiento de la PR, y lograr la implicación de todos los futuros especialistas en la PR del paciente y del personal, son:

- Revisión de la exposición de los contenidos y cambio de la metodología con un enfoque menos teórico y mucho más práctico, proponiéndoles preguntas muy particulares y, a partir de las respuestas desarrollando los contenidos de los temas (a partir del año 2011).
- Se invitó a participar en los cursos a un radiólogo con amplia experiencia clínica, y muy implicado durante toda su carrera en las labores de PR y su adaptación a la práctica clínica dedicando 1,5 horas a conceptos de justificación y optimización en la dosis al paciente [4] (también en el año 2011).
- Introducción de una fase práctica para los residentes de segundo año enfocada a la protección del personal y del paciente, haciendo hincapié en los principios básicos de protección frente a la radiación: blindaje, distancia y tiempo. Estos conceptos se repiten en diversas situaciones como trabajo de quirófano con un arco en C. También se hace hincapié en la dosimetría tanto personal como de área (Vídeo actualmente en fase de edición).

Tras cada curso del PTCR la unidad de Docencia de cada Hospital evalúa el curso a través de encuestas anónimas a los alumnos. Se valoran siete ítems (de 1 a 5) que, aparte de aspectos organizativos, material didáctico e infraestructura, preguntan si los objetivos del curso se han alcanzado, si los contenidos aplican a las condiciones de trabajo del alumno, si la metodología ha sido adecuada y si el curso ha respondido a las expectativas. También existe una sección de evaluación del profesorado y otra sección para comentarios y sugerencias. Siempre se ha obtenido una valoración superior a 2,9 pero con una evolución negativa hasta que se introducen los cambios de contenidos.

Resultados y discusión

Del análisis de los datos, aumenta la valoración a partir del año 2011, como se muestra, pasando de una valoración promedio mínima de 2,9 en 2009 a 3,4 en 2012. También, disminuye el volumen de los comentarios negativos recibidos en un 90%. Además, aunque persisten las sugerencias de hacer el curso más práctico, han disminuido notablemente los comentarios que critican el carácter excesivamente teórico del curso. La valoración de los profesores siempre ha sido buena, media 3,5 pero en estos años ha mejorado en un 30%. Lo heterogéneo de las especialidades del grupo de alumnos hace difícil valorar sus opiniones en promedio pero se constata una mejora, sobre todo en el número y tono de los comentarios. La participación activa, al ser grupos numerosos, no acaba de despertarse. Actualmente, estamos trabajando en un entorno digital con vídeos de las clases y las prácticas, preparando un curso on line que esperamos poder ensayar este mismo año.



Conclusiones

Las medidas adoptadas han conseguido mejorar la satisfacción general de los residentes de primer año. El cambio de enfoque también ha conseguido disminuir en una gran proporción los comentarios que pedían más utilidad clínica y en el trabajo diario.

Bibliografía

- [1] Resolución conjunta de las Direcciones Generales de Salud Pública y de Recursos Humanos y, Servicios Económico-Presupuestarios del Ministerio de Sanidad y Consumo, mediante la que se acuerda incorporar en determinados programas formativos de especialidades en Ciencias de la Salud, formación en Protección Radiológica. 2006.
- [2] Comisión Europea. Radiation Protection 116. Guidelines on education and training in radiation protection for medical exposures. http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/publication/doc/116_en.pdf
- [3] <http://www.murciasalud.es/pagina.php?id=180078&idsec=4174>
- [4] Comisión Europea, Dirección General de Medio Ambiente. Protección Radiológica 118. Guía de indicaciones para la correcta solicitud de pruebas de diagnóstico por imagen. 2000.

EXPERIENCIA PILOTO DE FORMACIÓN ON LINE EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA RESIDENTES EN EL SESCAM

Gil Agudo A¹, Carrascosa Fernández CB¹, López de Castro F², Gregori Enguix A³, Torres Donaire J¹, Arjona Gutiérrez J¹ y Zapata Jiménez JC¹.

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario de Ciudad Real. Ciudad Real.

²SESCAM. Subdirección de Calidad, Investigación y Docencia. Responsable de Docencia. Castilla La Mancha.

³Responsable de plataforma eFormacion SESCAM. Castilla La Mancha.

Correspondencia: agila@.sescam.jccm.es

Palabras clave: Formación, protección radiológica, e-learning.

Introducción y objetivos

La resolución del Ministerio de Sanidad del 21 de abril de 2006[1], basada en los RD 1132/1990, RD 1976/1999 y RD 815/2001, exige formación básica en protección radiológica para todos los residentes de una serie (la mayoría) de especialidades. En la actualidad, cada año, entre 250 y 300 residentes (en función de la oferta de plazas) requieren dicha formación en Castilla La Mancha. La dispersión geográfica de nuestra Comunidad, junto a la disponibilidad de un único Servicio de Protección Radiológica, hace casi imposible - por ineficiente- la realización de cursos presenciales para atender la demanda de formación en protección radiológica para los médicos residentes. Por ello, en Castilla-La Mancha se ha apostado por nuevas metodologías de formación a distancia basadas en las nuevas tecnologías de la información y comunicación, utilizando para tal fin las plataformas on line y multimedia existentes. Se expone el diseño y valoración de una herramienta informática on-line para formar en Protección Radiológica a todos los médicos residentes del SESCAM, utilizando la plataforma eLearning del SESCAM. Para ello se ha realizado, además de varios cursos presenciales en años anteriores, el primer curso piloto on-line para los residentes del hospital entre los meses de diciembre de 2012 y enero de 2013.

Material y métodos

El acceso a la plataforma de formación online del SESCAM requiere de unos mínimos que se deben cumplir: (i) Internet Explorer 6 o superior, o bien Firefox 2 o superior; (ii) Última versión del plugin de Java; y (iii) Adobe Flash Player o superior. El alumno entra al campus virtual mediante una contraseña y accede a los contenidos del curso los cuales pueden consultarse en pantalla o impresos. El curso se ha estructurado en dos partes, una general referida al Nivel básico de Protección Radiológica compuesta por 9 módulos, y otra específica de PR para prescriptores y/o PR en quirófanos. Al finalizar cada uno de los diferentes módulos el alumno debe realizar un test de autoevaluación. Al tratarse de una experiencia piloto se organizaron 5 seminarios presenciales a fin de aclarar contenidos del curso y recibir críticas para la mejora de ediciones posteriores. Una vez creadas las herramientas, se desarrollará una edición de cada curso, tras lo cual se procederá a evaluar el resultado de la formación mediante los siguientes indicadores: Grado de satisfacción de los alumnos, mediante encuesta personal; Grado de conocimientos adquiridos, mediante aplicación de un cuestionario de conocimientos antes y después del curso; Indicadores de utilización de la plataforma: Tiempo de dedicación por alumno y Porcentaje de alumnos que finalizan el curso.

Resultados y discusión

Primer curso piloto on line: Se dispone de 164 alumnos matriculados; de los cuales, un 40,2 % no han realizado ninguna conexión. De los alumnos que han visitado el curso, un 16,3 % han visitado el 100% del curso y un 34,7% han visitado más del 80% del curso. Las encuestas de satisfacción de los alumnos muestran problemas con el acceso a la plataforma y en menor proporción, enfoque demasiado teórico del contenido. La realización del curso presenta una serie de ventajas e inconvenientes.

Ventajas:

- Evita desplazamientos tanto por parte del alumnado como del profesorado
- Permite que el alumno disponga de flexibilidad horaria
- El alumno se marca los tiempos necesarios en cada uno de los módulos
- Permite la participación en discusiones y debates con independencia de horario de conexión
- La plataforma dispone de herramientas estadísticas para el seguimiento del alumnado tanto individual como del colectivo.

Inconvenientes por parte del alumnado:

- Requiere de mayor autodisciplina y fuerza de voluntad
- Requiere un entorno tecnológico adecuado (ordenador + Internet)
- Posibilidad de interpretaciones erróneas del contenido

Inconvenientes por parte del profesorado:

- Motivación al alumnado.
- Papel de moderador y dinamizador en foros.
- Establecimiento de horas de tutoría

Conclusiones

La formación eLearning, distribuida a través de Internet, con la ayuda de sistemas de gestión del aprendizaje que permiten el control de todo el proceso del aprendizaje virtual, tiene una serie de ventajas para el alumno (interactividad, flexibilidad, adaptabilidad, etc.) que facilitan enormemente el acceso a la formación; además, es muy eficiente para la empresa ya que permite llegar a un mayor número de alumnos, supone un ahorro en los costes directos (profesorado) e indirectos (desplazamientos) y facilita materiales de formación perennes y actualizables. El valor real del e-learning reside en gran medida en las herramientas para la comunicación y la colaboración, más que en los artificios multimedia del contenido. En esta experiencia piloto nos hemos encontrado principalmente con problemas de acceso a la plataforma, por lo que los seminarios presenciales se han convertido en clases resumen y las evaluaciones han tenido que realizarse en papel. Las encuestas de satisfacción muestran este hecho. La experiencia de esta primera edición on line, permitirá el lanzamiento definitivo de la formación elearning a todos los residentes del SESCAM prevista para mediados de marzo de 2013. Para ello, teniendo en cuenta la valoración de los alumnos, ha sido necesario revisar tanto los contenidos y la forma de presentarlos para hacerlos más atractivos y el acceso a la plataforma.

Bibliografía

[1] Resolución de las Direcciones Generales de Salud Pública y RR HH y Ss Económicos-presupuestarios del M.S.C.de 21 de abril de 2006.

OBTENCIÓN DE LA TEMPERATURA CORPORAL MEDIANTE TERMOGRAFÍA: COMPROBACIÓN EXPERIMENTAL DE LA LEY DE STEFAN-BOLTZMANN

Cibrián R, Salvador R, González-Peña R, Romero C y Dalmases F

Biofísica y Física Médica. Dpto. Fisiología. Facultat de Medicina i Odontologia. Universitat de València. Valencia.
Correspondencia: Rosa.M.Cibrian@uv.es

Palabras clave: Termografía, ley de Stefan-Boltzmann, tratamiento de imagen.

Introducción y objetivos

La termografía es una técnica de imagen que, dada su no lesividad y sencillez de utilización, puede ser empleada por los estudiantes, tanto en el proceso de toma de las imágenes como en el posterior tratamiento de las mismas, lo que le confiere una gran aplicabilidad docente además de las posibilidades que ofrece en el campo clínico e investigador. La emisión de radiación electromagnética por parte de un cuerpo viene dada por la ley de Planck y como consecuencia de las leyes de Wien y de Stefan-Boltzmann [1]. La ley de Wien muestra que el máximo de emisión para la temperatura de 310 K se corresponde con la radiación de 13 m, situada en el infrarrojo. Por otro lado, la ley de Stefan-Boltzmann establece que la energía emitida por unidad de superficie y tiempo (poder emisivo total, E) es proporcional a la cuarta potencia de la temperatura, T, a la que está el cuerpo emisor:

$$E = \epsilon \sigma T^4$$

donde ϵ es la constante de Stefan-Boltzmann ($5.6687 \cdot 10^{-8} \text{ W/m}^2 \cdot \text{K}^4$) y es la emisividad del cuerpo, en el caso del cuerpo negro vale 1 y para el resto toma valores menores, siendo 0.98 para la piel humana. La capacidad discriminadora de la técnica para valorar el mapa de temperaturas de un objeto se basa en que pequeñas variaciones de la temperatura producen grandes variaciones del poder emisivo total. En este trabajo presentamos la metodología para comprobar la ley física en la que se basa la termografía y las experiencias a realizar con una cámara termografía, para evidenciar los parámetros que influyen en la obtención del mapa de temperaturas y el correspondiente tratamiento de la imagen para la obtención de información relevante de interés médico o científico.

Material y métodos

Cámara termográfica Flir i7; Software de tratamiento de imágenes Flir QuickReport. Fuente de alimentación; Lámpara de Stefan-Boltzmann; Detector de radiación electromagnética (infrarrojos); Multímetro; Banco de óptica y cables. El dispositivo experimental para la comprobación de la ley de Stefan-Boltzmann consiste en un banco de óptica, en uno de cuyos extremos está colocada la lámpara, conectada a su fuente de alimentación. A una determinada distancia, unos 5 cm, de la lámpara se coloca el detector de infrarrojos procurando que esté centrado en el ángulo sólido que subtende el filamento de la lámpara. El detector se conecta a un multímetro que determinará en unidades de voltaje (mV) la intensidad de energía recibida. Variando la diferencia de potencial de la fuente de alimentación de la lámpara se varía el poder emisivo de la misma. La temperatura que alcanza el filamento puede determinarse a partir de la resistencia eléctrica del mismo, que puede determinarse a partir de la diferencia de potencial de la fuente de alimentación de la lámpara y del valor de la intensidad que circula por el filamento (datos de la fuente de alimentación). La relación entre la temperatura, en K, y la resistencia, en Ohm, viene dada por la expresión: $T = 640 R + 290$ (obtenida mediante de la calibración con un termopar). A partir de los datos del poder emisivo en mV y la temperatura a la que se produce la emisión en K, puede comprobarse la ecuación de Stefan-Boltzmann, representando el citado poder emisivo en función de la cuarta potencia de la temperatura y obteniendo la correspondiente recta de ajuste.

Resultados y discusión

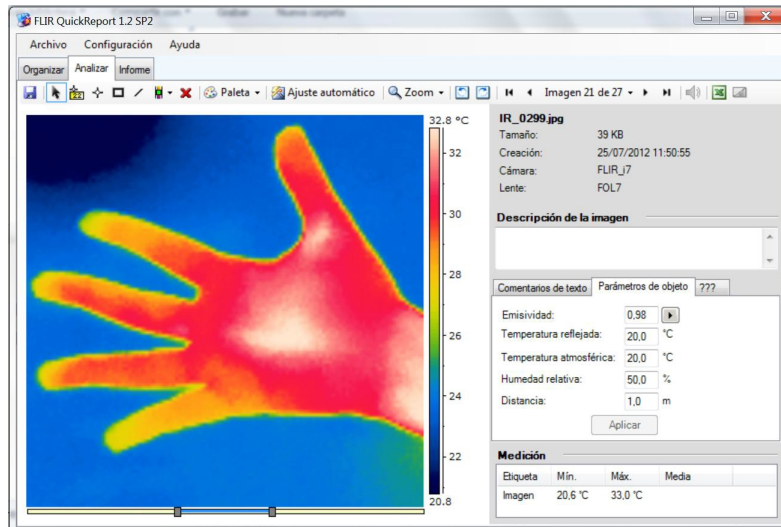
Una vez comprobada la relación entre poder emisivo y temperatura del cuerpo emisor es posible, utilizando una cámara termográfica, comprobar la influencia que en el mapa de temperaturas obtenido tiene la distinta emisividad de los cuerpos, la distancia entre el cuerpo emisor y la cámara, así como la temperatura del ambiente.

Se le propone al alumno la obtención de distintas imágenes termográficas:

- la cara,
- el dorso y la palma de la mano,
- enfriar la mano sumergiéndola en agua fría y observar su recuperación térmica.

A partir de estas imágenes y con el software indicado es posible valorar:

- La influencia de la emisividad y de la temperatura reflejada en la imagen termográfica, pudiendo determinar la emisividad de las uñas.
- El interés de la utilización de distintas paletas de color en función del estudio a realizar.
- La influencia del tamaño de la ROI (región de interés) en las mediciones realizadas.
- El interés de la función isoterma para localizar zonas de igual temperatura.
- La simetría térmica existente entre zonas anatómicas homólogas.



Conclusiones

La práctica tiene una gran aceptación por parte de los estudiantes y permite distintos grados de desarrollo en función del nivel del alumno (pregrado o postgrado). La combinación del estudio de la ley física en la que se basa la técnica, la obtención de las imágenes que permiten por sí solas evidenciar las zonas con mayor vascularización sanguínea y el análisis de imagen implicado para la obtención de resultados, le confiere a la práctica una versatilidad que la hace muy adecuada para distintos campos del conocimiento relacionados con la Física Médica.

Bibliografía

[1] Catalá J. Física. Madrid: Editorial Saber; 1988.

TIARA. EDUCACIÓN Y FORMACIÓN EN CIENCIA DE ACELERADORESFalcón Cabrera S¹, Obradors Campos D² y Marco Arbolí M¹

(1) CIEMAT. Dpto Formación en Energía y Medioambiente. Madrid.

(2) CIEMAT. Dpto. Tecnología. Unidad de Aceleradores. Madrid.

Correspondencia: susana.falcon@ciemat.es

Palabras clave: Educación, formación, aceleradores.**Introducción y objetivos**

CIEMAT participa en el proyecto europeo TIARA (Test Infrastructure and Accelerator Research Area), cuyo objetivo principal es facilitar y optimizar el esfuerzo en investigación y desarrollo en el área de la ciencia y tecnología de aceleradores en Europa. Tiene el propósito de integrar las infraestructuras de I+D en este campo, tanto nacionales como internacionales, de un modo sostenible, complementario y bien coordinado. El proyecto de tres años de duración, comprende del 2011 al 2013 e incluye aspectos como la colaboración entre instalaciones, programas de I+D y estudios de educación y formación de postgrado. Para cumplir su propósito, el proyecto TIARA se divide en nueve paquetes de trabajo (WP). El grupo de Formación de CIEMAT está involucrado en el desarrollo del WP-5, Educación y Formación en Ciencia de Aceleradores, cuyos objetivos son:

WP5.1. Estudio de estudiantes y profesionales existentes.

WP5.2. Necesidades de científicos y profesionales en aceleradores.

WP5.3. Planes de promoción de la formación en Europa.

Material y métodos

Para alcanzar los objetivos anteriores se pusieron en marcha dos encuestas a nivel europeo, país por país, sobre los dos primeros objetivos, La primera de ellas sobre la situación actual de la educación y formación en ciencia de aceleradores en Europa; y la segunda sobre las necesidades del mercado, (empresas y centros de investigación europeos), en científicos y profesionales en este campo.

Resultados y discusión

El presente artículo ofrece una síntesis de los dos primeros informes elaborados, tras los resultados de las encuestas, por dicho paquete de trabajo. En el primer informe, 88 institutos de los 11 países involucrados en el proyecto contestaron. El estudio presentado a modo de comparativa europea, expone una serie de parámetros para evaluar las capacidades de cada país miembro. Hace hincapié en aquellos institutos que proveen de actividades formativas a todos los niveles tanto para su propio personal como ajeno. Del mismo modo, engloba un estudio relativo al número de individuos formados por áreas y países, materias concretas de la ciencia de aceleradores más estudiadas donde se incluye la protección radiológica. Destaca la importancia del CERN o/y escuelas de aceleradores para todos los investigadores. A la segunda encuesta sobre las necesidades de profesionales, contestaron 73 institutos y 43 empresas. En este caso se solicitó información sobre el tipo de empresa y/o instituto, organización, número y tipo de personal que participa en los proyectos de aceleradores, nivel de calificación del personal, su contratación, necesidad de capacitación de ese personal y áreas de escasez de personal cualificado.

Conclusiones

El grupo de trabajo sobre Educación y Formación ha elaborado un informe completo sobre los medios, carencias educativas y necesidades de personal altamente cualificado en el área de aceleradores en el marco de la Unión Europea. Se detectan, entre cosas, la escasez de profesionales en ciertas áreas concretas de elevado interés en este sector como es la protección radiológica, radiofrecuencia y vacío. El siguiente objetivo es determinar los marcos de la educación y formación, las políticas y prácticas que se han de seguir en el contexto más amplio del desarrollo de trabajadores capacitados en este sector de alta importancia tecnológica.

Bibliografía

[1] Education & Training Survey Report. Deliverable 5.1.-TIARA WP5.

[2]- Needs for Accelerator Scientists Report. Deliverable 5.2.- TIARA WP5

AVANCES Y RESULTADOS DEL PROYECTO ENETRAP II: RED EUROPEA DE EDUCACIÓN Y FORMACIÓN EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Marco M¹, Llorente Herranz C¹, Coeck M², Livosi P³, Massiot P³, Möebius S⁴

¹División gestión del conocimiento y formación. CIEMAT.Madrid.

²Education and training Coordinator. Sk'cen Academy. Bélgica

³CE-INSTIN. Francia

⁴KIT. Alemania

Correspondencia: marisa.marco@ciemat.es

Palabras clave: Educación, formación, Protección Radiológica.

Introducción y objetivos

El proyecto ENETRAP II, Acción Coordinada del FP7 con participación de 12 instituciones europeas, ha tenido como objetivo fomentar la armonización en Europa de la formación y entrenamiento de los profesionales de la protección radiológica siguiendo las pautas establecidas en la próxima directiva europea. Para alcanzar este objetivo general el proyecto ha trabajado en la línea de establecer un estándar europeo de alta calidad para la formación inicial y el desarrollo profesional continuo de los expertos cualificados en PR "Radiation Protection Expert-RPE" y de los oficiales de PR "Radiation Protection Officer-RPO". La introducción de un esquema europeo de referencia y modular para el entrenamiento en PR y con el desarrollo de metodologías para el reconocimiento europeo de estos profesionales, haciendo uso de los instrumentos disponibles de la Unión Europea (UE) tales como el "Marco de Cualificación Europea" o la directiva relativa al reconocimiento de cualificaciones profesionales. Ambos temas son puntos clave para el desarrollo y puesta a punto de un sistema de mutuo reconocimiento del RPE. Para el desarrollo del proyecto se ha contado con un Consejo Asesor que representaba tanto a los usuarios finales, como a las autoridades reguladoras que aconsejaron acerca de la mejor manera de alcanzar los objetivos propuestos y garantizando una retroalimentación estable.

Material y métodos

El punto de partida para el desarrollo del Esquema Europeo de Entrenamiento en PR (ERPTS) de los RPEs se ha basado en el esquema elaborado en la primera fase del proyecto. Durante las distintas fases se ha desarrollado un plan de formación del experto en protección radiológica, teniendo en cuenta la evolución en el contexto europeo de la educación y formación profesionales (VET) y teniendo en cuenta el enfoque ECVET ((European Credit for Vocational Education and Training) relacionado con el reconocimiento de los resultados de aprendizaje asociados a las competencias. Sin embargo, todavía no existe un marco formal o guía metodológica para la implementación del proceso de ECVETs en el campo de la protección radiológica. Además, se ha tenido en cuenta el Marco Europeo de Cualificaciones (EQF) para definir el nivel de formación del RPE. Con respecto al estándar de referencia para el entrenamiento de los RPEs, se ha trabajado en un esquema basado en una aproximación en tres fases:

- 1) estándar de trabajo del RPE,
- 2) estándar de competencias y
- 3) estándar de entrenamiento.

Para el mutuo reconocimiento, además hay que tener en cuenta otro paso más: 4) estándar de certificación del RPE. Otro aspecto importante ha sido la definición de las competencias que debe tener un RPO recogidas en el documento WD3.1 del proyecto.

Resultados y discusión

Se han descrito los resultados de aprendizaje (LO) asociados a las competencias. La gran cantidad de competencias y resultados de aprendizaje, con un resultado de más de 400, hizo difícil el manejo de los resultados. En base a estos resultados y, basado en un enfoque integrador, se ha desarrollado un prototipo de un cyber libro organizado en 6 capítulos (<http://www.rpe-training.eu/login/index.php>) que presenta las ventajas de las nuevas tecnologías que permiten a los estudiantes acceder a distintos tipos de recursos y elegir los que se adapten a ellos. Los contenidos se han basado en el rodaje de un curso piloto sesión sobre protección radiológica en el Instituto de Tecnología de Karlsruhe (KIT) en Alemania (WP8). Para recopilar la formación que se imparte destinada a los RPEs y RPOs se ha diseñado y construido una base de datos que recoge los eventos de formación inicial, continua y de especialización. El CIEMAT ha liderado este grupo de trabajo que tiene como resultados la Base de Datos Europea de Educación y Formación en Protección Radiológica <http://enetrap.ciemat.es/> Se ha considerado adecuado incluir también los eventos formativos de los trabajadores expuestos y un link a la Web de ENEN y EFOMP. La BD incluye los eventos de

formación, los proveedores y las posibilidades de entrenamiento en el puesto de trabajo (OJT).

Conclusiones

El CIEMAT ha participado en varios de los grupos de trabajo y ha liderado el WP 6 para la creación de una base de datos de eventos de formación específica para los RPE y los RPO teniendo en cuenta los aspectos desarrollados en los esquemas de formación definidos. La base de datos incluye a los proveedores y las posibilidades de entrenamiento en el puesto de trabajo. Constituye una herramienta que servirá de mecanismo para la comparación con los estándares de formación establecidos en el proyecto. En el proyecto se han realizado grandes avances para la puesta en práctica de la nueva directiva a nivel europeo.

Bibliografía

- Coeck M., Livolsi P.; Möbius S.; Schmitt-Hannig A.; Fantuzzi E.; Draaisma F.; Marco M.; Stewart J.; De Regge P.; Vaz P.; Zagyvay P.; Ceclan M ENETRAP-II: Development of European training schemes for RPE's and RPO's.. Proceedings of Third European IRPA Congress 2010 June, Helsinki, Finland
- Seventh framework programme- Project ENETRAP II. Grant agreement number: 232620. First periodic report to the EC. Coeck M. December 2010
- Draft Euratom Basic Safety Standards Directive
- Requirements for the training of Radiation Protection Officers - Final Draft. Training course series n° XX. April 2007
- <http://enetrap2.sckcen.be/en>
- http://ec.europa.eu/education/lifelong-learning-policy/doc44_en.htm

ÁREA 4

REGLAMENTACIÓN Y NORMATIVA



ÍNDICE DE TRABAJOS DEL ÁREA 4

001. Inventario hospitalario de fuentes prostáticas de I-125

Barquero Sanz R, Antón D, de Frutos Baraja J, del Castillo Belmonte A, Alonso D, de Miguel D y López Lara-Martín F.

002. Guía del CSN sobre metodología de comprobación del estado radiológico de un emplazamiento y niveles genéricos de liberación.

Sanz Alduán MT.

003. Sistema de gestión externa dosis ocupacional: diseño e implementación

Ribeiro da Silva C, Mauricio CLP, Silva HLR, Souza-Santos D y Bittencourt RV

INVENTARIO HOSPITALARIO DE FUENTES PROSTÁTICAS DE I-125

Barquero Sanz R¹, Antón D¹, de Frutos Baraja J², del Castillo Belmonte A², Alonso D², de Miguel D² y López Lara-Martín F².

¹Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario de Valladolid. Valladolid.

²Radioterapia. Hospital Clínico Universitario de Valladolid. Valladolid.

Correspondencia: rbarquerosa@saludcastillayleon.es

Palabras clave: Braquiterapia, I-125, próstata.

Introducción y objetivos

De acuerdo con la reglamentación actual para instalaciones radiactivas de braquiterapia, para llevar a cabo tratamientos de próstata con I-125, se debe realizar un estudio de seguridad que incluya evaluar la actividad máxima de las fuentes a utilizar en los implantes. En nuestra instalación se solicitó realizar implantes permanentes intersticiales en próstata a pacientes que suelen abandonar el hospital en las horas siguientes a la intervención. En la solicitud que se preparó se tuvo en cuenta el máximo número de tratamientos previsible (dos por semana), y para determinar la actividad a solicitar, se dio por hecha la retirada de las semillas excedentes por el suministrador después de cada tratamiento. Sin embargo, hasta la fecha, no se han retirado las semillas excedentes además, se han realizado hasta cuatro tratamientos por semana en algunos meses. Estos hechos sugieren que se plantee la posibilidad de que la actividad real existente en el hospital puede llegar a superar el límite autorizado. Con independencia de como haya que considerar a estas fuentes excedentes, bien como actividad sometida a control regulador o bien como residuos radiactivos, en este trabajo se presenta y se analiza el balance de actividad excedente de implantes en tratamientos de próstata y su evolución temporal tras 361 tratamientos efectuados a lo largo de 3 años.

Material y métodos

Como sistema de implantes se emplea el modelo SELECTSEED de la firma NUCLETRON. Las semillas tienen una actividad en su fecha de calibración de $(18,5 \pm 1,85)$ MBq $(0,5 \pm 0,05)$ mCi, y se suministran en cartuchos estériles y blindados, listos para usar en quirófano con el equipo SEEDSELECTRON. Para estimar la evolución temporal de actividad en el hospital hay que tener en cuenta diferentes datos particulares de cada tratamiento, que se resumen a continuación acompañados de los valores promedio y su incertidumbre (1 σ) calculados para los 361 tratamientos:

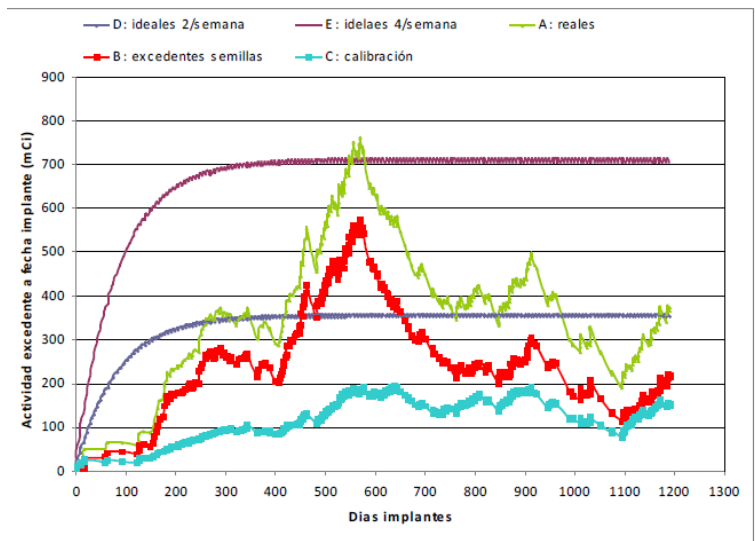
- Los implantes se efectúan a razón de dos a cuatro semanales, el promedio mensual es (9 ± 4)
- Las semillas llegan previamente a la fecha del implante en cartuchos personalizados por paciente que contienen un número de semillas entre 60 a 100 por cartucho.
- El número de días entre la calibración y el implante (pre-calibración) en promedio es de (13 ± 5) días
- El número promedio de semillas implantadas en cada tratamiento es de (71 ± 14) .
- La actividad implantada de I-125 promedio de $(1,24 \pm 0,29)$ GBq $(33,4 \pm 7,8)$ mCi.
- A cada cartucho preparado para el tratamiento acompañan siempre 10 semillas destinadas a verificar la actividad del lote, con actividad total de $(0,20 \pm 0,02)$ GBq $(5,5 \pm 0,5)$ mCi. Todas las semillas de calibración recibidas hasta la fecha permanecen también en el hospital.
- El promedio de actividad excedente por tratamiento es de $(0,53 \pm 0,02)$ GBq $(14,3 \pm 6,5)$ mCi que corresponden a un promedio de semillas excedentes de $(0,35 \pm 0,02)$ $(9,5 \pm 6,5)$ mCi y las semillas de calibración (ver arriba).

Resultados y discusión

En la figura siguiente se presenta la evolución temporal de la actividad total en el hospital (A) teniendo en cuenta las semillas excedentes (incluidas las de calibración) (B y C) en sus correspondientes fechas de implante. Estos resultados se comparan con el previsto teórico para dos (D) y cuatro (E) implantes semanales, suponiendo que en todos los implantes se produce el excedente promedio de actividad $(14,3)$ mCi, ver gráfica. Como puede verse se produce un pico en la actividad total en la época intermedia de la total observada, con las siguientes observaciones que justifican este aumento de actividad:

- 1) Hasta el mes de abril de 2011 el número de semillas que llegaban por implante era siempre de 100, desde esta fecha se personaliza según el tamaño del volumen blanco a tratar.
- 2) La época de máximos (meses de febrero a junio 2011) se corresponde con la época en la que se aumenta el número de tratamientos de dos a cuatro. En efecto, durante estos meses se realizan respectivamente 17, 18, 11, 16 y 13 implantes, superiores al promedio de 9 por mes.

3) Si se analizan el número de implantes realizados por mes, se obtienen tendencias anuales diferentes, siendo creciente durante 2010, y decreciente durante 2011 y 2012, lo que es previsible dada que la programación de tratamientos depende de factores cambiantes, como número de pacientes que se presentan susceptibles de este tipo de tratamiento, variaciones y bajas en las plantillas de facultativos, etc.



Conclusiones

- 1) La actividad de I-125 excedente de tratamientos prostáticos constituye una fuente o desecho radiactivo no previstos en la instalación. En este trabajo se describe una técnica de estimación de la misma como requisito de buena práctica imprescindible para poder evaluar su impacto, control y vigilancia.
- 2) El parámetro determinante para determinar el incremento de actividad excedente de I-125 almacenado en la instalación es el número de tratamientos semanales efectuados.
- 3) Una vez conocido el rango de variación de este parámetro (en nuestro caso de dos a cuatro), y el excedente promedio de semillas por tratamiento (en nuestro caso de 14 mCi), se pueden calcular la horquilla de actividad excedente a almacenar, cuya evolución temporal, como puede verse en la gráfica (D y E) corresponde a una serie geométrica de expresión:

$$A_n = \sum_{i=0}^n e^{-\lambda \cdot i} \cdot N \cdot A$$

con $\lambda=0,08168$ semana⁻¹ la constante de desintegración del I-125.
 Esta serie tiende asintóticamente para dos pacientes a 362,3 mCi y para cuatro a 724,7 mCi.

GUÍA DEL CSN SOBRE METODOLOGÍA DE COMPROBACIÓN DEL ESTADO RADIOLÓGICO DE UN EMPLAZAMIENTO Y NIVELES GENÉRICOS DE LIBERACIÓN

Sanz Alduán MT

Consejo de Seguridad Nuclear. Madrid.
Correspondencia: mts@csn.es

Palabras clave: Caracterización radiológica, niveles genéricos, liberación emplazamientos.

Introducción y objetivos

La guía tiene por objeto recomendar una metodología de comprobación del estado radiológico de un emplazamiento con vistas a su liberación, de forma completa y con un número de medidas razonable y estadísticamente representativo. La comprobación de la situación radiológica de un emplazamiento permite determinar si está contaminado y, en tal caso, si, después de efectuar actuaciones de limpieza, se ha alcanzado un nivel de contaminación residual que permite su liberación con o sin restricciones. Para esta verificación recomienda unos niveles genéricos para la liberación sin restricciones de los terrenos de emplazamientos de instalaciones nucleares partiendo de los criterios radiológicos de dosis establecidos en la instrucción del CSN IS-13. De acuerdo con la IS-13, el emplazamiento incluye el terreno, las estructuras y las instalaciones descritas en la autorización de explotación, así como cualquier área que haya sido liberada con anterioridad a la declaración de clausura. La guía únicamente recomienda los niveles de liberación de terrenos, sin tener en cuenta las estructuras e instalaciones.

Material y métodos

El Reglamento sobre Instalaciones Nucleares y Radiactivas (RINR) establece los documentos que se deben presentar junto con la solicitud de autorización de desmantelamiento, entre los que se encuentra el Plan de restauración del emplazamiento, respecto al cual se indica que debe incluir la propuesta y justificación de la metodología para la caracterización radiológica final del emplazamiento, con el objetivo de demostrar el cumplimiento de los criterios radiológicos establecidos para la liberación. En el caso de las instalaciones nucleares, los criterios radiológicos para la liberación se recogen en la instrucción IS-13, de 21 de marzo de 2007, del Consejo de Seguridad Nuclear, sobre criterios radiológicos para la liberación de emplazamientos de instalaciones nucleares. Entre los criterios radiológicos de la instrucción IS-13, está el de la dosis efectiva máxima a la que debe estar expuesto el individuo representativo del grupo crítico debida a la actividad residual remanente en el emplazamiento que se libera, tanto en el caso de liberación con restricciones de uso, como en el caso de la liberación sin restricciones. Al estar el criterio en términos de dosis efectiva, es necesario derivar de este unos valores de concentraciones de actividad susceptibles de producir esa dosis en el emplazamiento que se pretende liberar, teniendo en cuenta los posibles escenarios de utilización. La liberación se podría realizar cuando la actividad residual estuviera por debajo de esos valores.

La instrucción IS-13 también indica que el titular deberá proponer y justificar unos niveles de liberación acordes con los criterios radiológicos y con el uso final previsto del emplazamiento. Dado que los emplazamientos ocupan una superficie de terreno grande, la caracterización del estado radiológico final requiere el empleo de una metodología sistemática y optimizada que garantice que se cumplen los criterios radiológicos de liberación, dados en la instrucción IS-13, en la totalidad del emplazamiento.

Resultados y discusión

En la guía se recomiendan:

- Como metodología, la aplicación del NUREG-1575, rev. 1, “Multi-agency Radiation Survey and Site Investigation Manual (MARSSIM)”, por tratarse de una metodología rigurosa y flexible que se puede aplicar a la diversidad de condiciones que pueden darse en los distintos emplazamientos de instalaciones nucleares y del ciclo de combustible existentes en España. Esta metodología está en consonancia con todos los aspectos necesarios para llevar a cabo el plan de restauración del emplazamiento de acuerdo con el contenido establecido en la guía del CSN Guía de Seguridad del CSN 4.2, “Plan de restauración del emplazamiento”
- Niveles genéricos para la liberación sin restricciones de los terrenos de emplazamientos de instalaciones nucleares y del ciclo de combustible partiendo de los criterios radiológicos de dosis establecidos en la instrucción del CSN IS-13, en estos niveles no se tienen en cuenta las estructuras de las instalaciones. Su aplicación permite verificar la situación radiológica de un emplazamiento después de efectuar actuaciones de restauración y limpieza y comprobar si se ha alcanzado un nivel de contaminación residual que permite su liberación con o sin restricciones.

Conclusiones

La guía recomienda una metodología que permite verificar la situación radiológica de los emplazamientos con vistas a su liberación, de forma completa y con un número de medidas razonable y estadísticamente representativo. Para esta verificación recomienda unos niveles genéricos para la liberación sin restricciones de emplazamientos de instalaciones nucleares partiendo de los criterios radiológicos de dosis establecidos en la instrucción del CSN IS-13. Si, para la liberación del emplazamiento sin restricciones, el titular del emplazamiento propone los niveles genéricos con sus condiciones recomendados por esta guía se considera que se da cumplimiento a los niveles de dosis establecidos en la IS-33.

SISTEMA DE GESTIÓN EXTERNA DOSIS OCUPACIONAL: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓNRibeiro da Silva C¹, Mauricio CLP², Silva HLR², Souza-Santos D² y Bittencourt RV¹¹Comissão Nacional de Energia Nuclear. CNEN. Rio de Janeiro. Brazil.²Instituto de Radioproteção e Dosimetria, IRD. Rio de Janeiro. Brazil.

Correspondencia: claudio@cnen.gov.br

Palabras clave: Registro Nacional de la dosis; sistema de información**Introducción y objetivos**

El Brasil tiene más de 120.000 trabajadores que trabajan bajo las normas de protección de la radiación. Estos empleados pueden recibir dosis pequeñas de radiación diarias que se almacenan y se mide a través de Dosímetros individuales. Estos empleados pueden recibir pequeñas dosis diarias de radiación que estas dosis son almacenadas en el Sistema de Gestión "Dosis Ocupacional Externa" (GDOSE) que contiene los valores de las dosis de estos trabajadores desde 1987. El objetivo de este trabajo es presentar el proyecto de implementación de este sistema y el modo de operación (recolección, procesamiento y almacenamiento de datos).

Material y métodos

Todos los trabajadores ocupacionalmente expuestos a radiaciones ionizantes deben utilizar un único monitor obtenido por un servicio de seguimiento externo Individual, (SMIE) autorizada [1], de conformidad con las normas y reglamentos, guiados por la ley NN-3.01 [2] 453/98 conserje CNEN y el Ministerio de Salud [3]. El sistema se realizó teniendo en cuenta solamente el registro de dosis anuales medido por estos servicios. Realiza una actualización mensual de datos de registro de trabajadores y de las instituciones a las que estén vinculados y actualización anual del valor dosis encontró para cada empleado en el año anterior. Estos datos se validan y se almacenan en la base de datos para uso futuro. [4,5]. El GDOSE tiene el récord de dosis desde 1987.

Resultados y discusión

El GDOSE permite al trabajador a solicitar su "Historia de la Dosis" donde aparecen todas las dosis medición durante su vida profesional. El problema identificado en el uso del sistema está asociado con la calidad de los datos recibidos de SMIE. Es necesario trabajar mejor esta cuestión.

Conclusiones

El resultado obtenido con el uso del sistema ha permitido evaluar mejor la seguridad del trabajador con respecto a la radiación recibida según su actividad profesional. Esta evaluación permite mejorar la supervisión en las instituciones y el uso de equipos de seguridad.

Bibliografía

- [1]Comissão Nacional de Energia Nuclear. Sistemática para Certificação de Serviços de Monitoração Individual Externa. Portaria DRS/CNEN No. 1, D.O.U. No. 191, 04/10/1995 (1995).
- [2]Comissão Nacional de Energia Nuclear. Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica. CNEN NN-3.01, D.O.U. No. 04, 06/01/2005 (2005).
- [3]Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Portaria No. 453, 1/06/1998 (1998).
- [4] Mauricio CLP, Silva HLR, Silva CR, Bittencourt RV, Souza-Santos D. Brazilian External Occupational Dose Management System. Radiation Protection Dosimetry, v.144, p.115 – 118 (2011).
- [5]Mauricio CLP, Silva HLR, Silva CR, Bittencourt RV, Souza-Santos D. Brazilian External Occupational Dose Management System. In: European Conference on Individual Monitoring of Ionizing Radiation. 8-12 March 2010, Athens, Greece. (2010).

ÁREA 6

RADIACIONES NO IONIZANTES

ÍNDICE DE TRABAJOS DEL ÁREA 6

001. Acción antiadipogénica de campos magnéticos débiles: un modelo para el estudio de la etiología de la lipoatrofia semicircular en medios ocupacionales

Martínez Pascual MA, Paíno Belarrinaga CL, Trillo Ruiz MA y Úbeda Maeso A.

002. Estudio mediante luz estructurada de la topografía de la espalda de jugadores de baloncesto y fútbol.

Soriano JL, Guillen J, Salvador R, Mínguez F, Pino L, González-Peña R, Dalmases F, Romero C, Nebot P y Cibrián R.

003. Evaluación mediante termografía de lesiones traumatológicas pediátricas.

Morillo M, Cibrián R, Codoñer P, Ballester E, González-Peña R, Dalmases F, Romero C, Nebot P y Salvador R.

004. Diseño de un maniquí para espectroscopía por resonancia magnética de protón. Resultados preliminares de su aplicación.

Morillo M, Parra Osorio V, Galán Montenegro P, Moreno Sáiz C, García-Álvarez R, Arrabal Núñez S, Caudepón Moreno F, Navarro Guirado F y Asenjo García B.

005. Estudio de los efectos de la radiación gsm en pacientes con hipersensibilidad electromagnética mediante magnetoencefalografía.

Maestú C, Bruña R, De Ramón I, Correas A, Maestú F, Del Pozo F.

ACCIÓN ANTIADIPOGÉNICA DE CAMPOS MAGNÉTICOS DÉBILES: UN MODELO PARA EL ESTUDIO DE LA ETIOLOGÍA DE LA LIPOATROFIA SEMICIRCULAR EN MEDIOS OCUPACIONALES

Martínez Pascual MA¹, Paño Belarrinaga CL², Trillo Ruiz MA¹ y Úbeda Maeso A¹

¹Investigación-BEM. Hospital Ramón y Cajal-IRYCIS. Madrid.

²Investigación-Neurobiología. Hospital Ramón y Cajal-IRYCIS. Madrid.

Correspondencia: axumaeso@gmail.com

Palabras clave: Campos magnéticos, ELF, ADSC, lipogénesis, lipoatrofia semicircular.

Introducción y objetivos

La lipoatrofia semicircular (LS) es una dolencia idiopática caracterizada por una atrofia de tejidos grasos subcutáneos. La lesión se revela en forma de depresión semicircular, localizada generalmente en la zona anterior o anterolateral de uno o ambos muslos, que se viene presentando con frecuencia creciente en ambientes electrificados de oficinas, y afecta preferentemente a mujeres. Aunque varios estudios han propuesto una posible asociación entre LS y exposición a campos magnéticos ambientales de frecuencia industrial (CM-FI), no se ha identificado un mecanismo que justifique la potencial acción de esos CM sobre la adipogénesis. El estudio investiga la acción in vitro de un CM-FI débil sobre la adipogénesis de células madre derivadas de tejido adiposo humano (ADSC).

Material y métodos

Se han estudiado los efectos inducidos por 42 h de exposición intermitente (3 h On / Off 3 h) a un CM de 50 Hz y 100 μ T en la adipogénesis de ADSC de donantes sanos. La respuesta se valoró mediante la cuantificación del contenido de lípidos en las células, y de la expresión de factores relevantes implicados en fases tempranas de la adipogénesis: PPAR-, p-ERK1/2- y Sox9.

Resultados y discusión

Comparadas con controles cultivados en medio adipogénico, las muestras tratadas con CM presentaron una reducción significativa del contenido de lípidos, estimada mediante la tinción de Oil Red O ($24,19 \pm 7,45\%$, $p < 0,01$ o $28,63 \pm 12,74\%$ $p < 0,05$, aplicando ensayos espectrofotométricos e inmunocitoquímicos, respectivamente). Además, la exposición de 42 h al CM indujo: a) inhibición parcial o bloqueo de la expresión de PPAR, y b) incremento en la activación de ERK1/2 y en la expresión de Sox9, factores que son críticos en la progresión de la diferenciación adipocítica.

Conclusiones

Los resultados obtenidos respaldan observaciones previas (Úbeda y col. 2011 [1]), que mostraban que la exposición a CM débiles 50 Hz previene la síntesis o almacenamiento de lípidos en el citoplasma de ADSC humanas, y revelan que esta respuesta celular estaría mediada por alteraciones en la expresión / activación de diferentes factores involucrados en la regulación del programa de adipogénesis. Los presentes hallazgos constituyen un respaldo experimental, con una base mecanística plausible, a la hipótesis de que la exposición a CM-FI presentes en determinados entornos ocupacionales es un factor potencialmente implicado en la etiología de la LS.

Bibliografía

[1]Úbeda y col. Campos ambientales y lipoatrofia semicircular. Seguridad y Medio Ambiente N° 123: 10 - 21, 2011.

ESTUDIO MEDIANTE LUZ ESTRUCTURADA DE LA TOPOGRAFIA DE LA ESPALDA DE JUGADORES DE BALONCESTO Y FUTBOL

Soriano JL¹, Guillen J¹, Salvador R¹, Mínguez F², Pino L², González-Peña R¹, Dalmases F¹, Romero C¹, Nebot P¹ y Cibrián R¹

¹Biofísica y Física Médica. Dpto. Fisiología. Facultat de Medicina i Odontologia. Universitat de València. Valencia.

²Servicio de Traumatología. Hospital Clínico Universitario de Valencia. Valencia.

Correspondencia: Rosa.M.Cibrian@uv.es

Palabras clave: Luz estructurada, topografía, baloncesto, fútbol.

Introducción y objetivos

El entrenamiento asociado al deporte produce cambios morfológicos en las estructuras corporales más directamente relacionadas con el mismo. En el caso de los deportes del baloncesto y fútbol la diferente utilización del tren superior, muy importante en el primer caso y prácticamente inexistente en el caso del fútbol (salvo el portero) puede afectar a la topografía de la espalda de estos jugadores. Conocer, por tanto, las características de la espalda de deportistas de élite y su evolución con la edad y el entrenamiento, permite que, cuando se comienza a practicar estos deportes en las escuelas deportivas se pueda determinar en una edad temprana, tanto las cualidades naturales en los aspirantes a realizar este deporte, como las posibles malformaciones por un inadecuado entrenamiento [1,2]. El método que hemos utilizado para determinar las topografías de espalda de estos deportistas, se basa en la proyección de luz estructurada sobre la zona de estudio, es no lesivo y ha sido desarrollado por nuestro grupo de trabajo [3]. La eficacia de este método ya ha sido probada en el diagnóstico de malformaciones de la columna vertebral, como es el caso de la escoliosis idiopática [4].

Material y métodos

Muestra: Se estudiaron los integrantes de 2 clubs deportivos, uno de fútbol formado por todos los equipos integrantes del “Club deportivo Teruel”, cuyo equipo sénior juega en la segunda división nacional de fútbol y los equipos junior del Valencia Basket. Se analizaron un total de 70 jugadores de fútbol, de edades comprendidas entre los 12 y los 33 años, y 37 jugadores de baloncesto, con edades entre los 15 y 18 años. Método: Sobre la espalda de cada uno de los integrantes del estudio se proyectó un sistema de líneas codificadas en color de forma que una secuencia de 6 líneas no se repetía en ninguna zona de la imagen, con lo que era posible la localización de cada línea, tanto sobre la espalda del deportista como sobre una superficie plana de referencia.

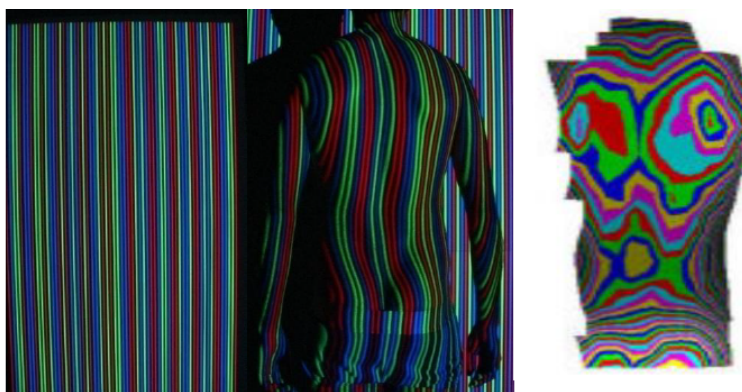


Figura: Patrón de luz estructurada proyectado sobre pantalla plana (izquierda) y sobre la espalda del deportista (centro). Topografía de la espalda (derecha).

Con el software desarrollado se puede obtener la topografía de la espalda y determinar sobre ella variables cuantificadoras que permitan la clasificación de los deportistas. Estas variables cuantifican la asimetría en el plano frontal (Índice de simetría posterior del tronco: POTSÍ) y la deformidad en el plano transversal (Índice de deformidad en el plano horizontal: DHOPI) [2].

Resultados y discusión

Las variables estudiadas están relativizadas a la altura del individuo, por lo que permiten comparar entre distintos grupos de edad. Los resultados obtenidos a este respecto han mostrado que a la edad de 14-15 años se presenta un ligero aumento de los valores de DHOPI, en referencia a los otros grupos de edad, asociado a la mayor prevalencia de escoliosis en este grupo de edad. Asimismo, no se obtiene diferencia con la posición de juego en cada uno de los deportes analizados, ni con otras variables como el peso o el índice de masa corporal (IMC). Se ha analizado también la dependencia de estas variables topográficas con otras variables como la disimetría en la longitud de las piernas o la giba analizada mediante el test de Adams [4]. Los resultados no han ofrecido diferencias estadísticamente significativas, salvo una ligera asociación entre disimetrías y valores elevados de DHOPI. Este hecho es justificable debido a la no existencia de disimetrías o gibas de carácter patológico. La comparación entre los valores de DHOPI y POTSI para los dos tipos de deporte analizado sí que ha mostrado diferencias estadísticamente significativas (tabla adjunta), lo que corrobora la idoneidad de estas variables para estudiar la morfología de la espalda asociada al tipo de deporte practicado.

Tabla: Valores medios de las variables DHOPI y POTSI en los jugadores de baloncesto y fútbol

	Deporte	N	Media	DT	IC 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
DHOPI	Baloncesto	37	5,4	2,9	4,4	6,4	0,40	11,61
	Fútbol	55	1,08	0,54	0,93	1,23	0,24	2,33
POTSI	Baloncesto	37	11,8	5,0	10,2	13,5	3,63	25,99
	Fútbol	70	8,43	3,48	7,60	9,26	2,05	16,61

Conclusiones

La utilización de la luz estructurada para el estudio de la topografía de la espalda resulta de interés dentro del campo deportivo, ya que al ser una técnica no lesiva permite el estudio en todas las edades sin implicar riesgo para el sujeto de estudio. Las variables topográficas utilizadas permiten distinguir a los practicantes de los dos deportes considerados, fútbol y baloncesto.

Bibliografía

- [1] Guillén J. Estudio mediante luz estructurada de la topografía de la espalda de futbolistas. Trabajo de investigación. Programa de Doctorado en Ciencias Aplicadas al Deporte. Universitat de València; 2011.
- [2] Soriano JL. Estudio mediante luz estructurada de la morfología de la espalda en jugadores de baloncesto. Trabajo fin de máster. Máster en Fisiología. Universitat de València; 2012.
- [3] Buendía M, Salvador R, Cibrián R, Laguía M, Sotoca JM. Determination of the object surface function by structured light: application to the study of spinal deformities. *Phys Med Biol.* 1999; 44(1): 75-86.
- [4] Mínguez MF, Buendía M, Cibrián RM, Salvador R, Laguía M, Martín A, Gomar F. Quantifier variables of the back surface deformity obtained with a noninvasive structured light method: evaluation of their usefulness in idiopathic scoliosis diagnosis, *Eur Spine J.* 2007; 16(1): 73-82.

Agradecimientos: Proyecto UV-INV-AE11-42192 de la Universitat de València.

EVALUACIÓN MEDIANTE TERMOGRAFÍA DE LESIONES TRAUMATOLÓGICAS PEDIÁTRICAS

Morillo M¹, Cibrián R¹, Codoñer P², Ballester E², González-Peña R¹, Dalmases F¹, Romero C¹, Nebot P¹ y Salvador R¹

¹Biofísica y Física Médica. Dpto. Fisiología. Facultat de Medicina i Odontologia. Universitat de València. Valencia.

²Servicio de Pediatría, Hospital Universitario Dr. Peset. Valencia.

Correspondencia: Rosario.Salvador@uv.es

Palabras clave: Termografía, pediatría, traumatología.

Introducción y objetivos

En las unidades de urgencias pediátricas existe una alta prevalencia de casos que acuden por procesos traumáticos, siendo éstos una de las causas más frecuentes de solicitud de estudios radiográficos [1], ya que es el protocolo habitual para el diagnóstico diferencial. Además, en ocasiones, los niños no determinan bien la zona exacta de la lesión con lo que la radiografía no se centra en la zona de interés. La termografía, técnica no lesiva e inocua, puede permitir localizar dicha zona y, con un tratamiento adecuado de la información de la imagen, diferenciar entre lesiones musculares y óseas. La no lesividad de la técnica, la rapidez en la obtención de la imagen y la capacidad de mostrar diferencias de temperatura del orden de la décima de grado, la convierten en una herramienta útil en medicina. En los últimos años ha sido utilizada en diferentes campos de la biomedicina [2,3] entre otros, aunque hay escasos datos de su aplicación en el trauma esquelético [4]. Su utilización en el campo pediátrico, en que los tejidos son más radiosensibles, es una magnífica alternativa, pero presenta en ocasiones baja especificidad, por lo que es necesario desarrollar variables que cuantifiquen adecuadamente las alteraciones fisiopatológicas. En este trabajo hemos utilizado la termografía como técnica diagnóstica de lesiones traumatológicas infantiles, buscando convertirla en una alternativa a los rayos X en este campo. Los objetivos se han centrado en la confección de un protocolo óptimo de toma de imágenes en un Servicio de Urgencias Pediátricas y la obtención de variables cuantificadoras de la patología.

Material y métodos

La muestra del estudio está formada por 45 niños de edades comprendidas entre los 4 y los 11 años, pacientes de la Unidad de Urgencias Pediátricas del Hospital Dr. Peset de Valencia. Se utilizó una cámara termográfica Flir E60, un termómetro e higrómetro para control de los parámetros de la sala y unos paneles para evitar reflejos indeseados. Para el procesado de las imágenes se ha utilizado el software FLIR QuickReport 1.2 y un programa de diseño propio realizado en MatLab, que permite la determinación de regiones con la forma geométrica deseada en cada situación. Para el registro de las termografías se estableció un riguroso protocolo [5] que permitiese la repetitividad de las medidas y la comparación de las mismas. Para cada paciente se tomaron imágenes de la zona afectada y de su simétrica sana, a efectos de comparación. Se procesaron con los programas indicados y se obtuvo en ambas zonas, por una parte, los valores de temperatura y, por otra, el tamaño del área bajo una isoterma, para valorar tanto la variación de temperatura como la extensión de la zona alterada.

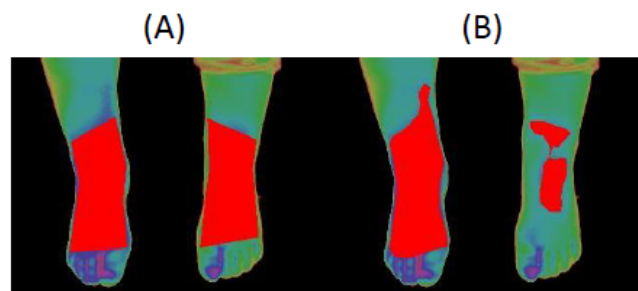


Figura. Parámetros estudiados: (A) Comparación de temperaturas en la misma área y (B) comparación de áreas bajo la misma isoterma

Resultados y discusión

Los pacientes se agruparon en tres categorías, sanos, pacientes con traumatismo y otras patologías. Al estudiar la diferencia de temperaturas entre zonas homólogas de la misma área, se aprecia un ligero desplazamiento hacia mayores diferencias en los casos de pacientes con patologías traumáticas, lo que parece indicar la posibilidad de utilizar esta técnica para casos traumatológicos.

La tabla adjunta muestra los parámetros de la regresión correspondientes a la valoración de la diferencia de tamaño entre el área afectada por la lesión y la correspondiente área sana bajo la misma isoterma. Se observa que la recta de ajuste tiene una pendiente de 2 con IC95% (1.3-2.6), que se aleja significativamente de la simetría perfecta. Esto demuestra que la comparación de áreas de

la zona afectada relativa a la homóloga puede ser un factor adecuado para caracterizar la existencia de una zona patológica de origen traumático.

Tabla. Coeficientes de ajuste (ordenada en pixeles y pendiente) de la comparación del tamaño de las áreas, bajo una misma isoterma, entre zona afectada y sana.

Sujetos	Coeficientes	Valor	Error típico	r-Person	Intervalo de confianza del 95%	
Sanos	Ordenada	809	292	0.862	201	1417
	Pendiente	0.70	0.09		0.52	0.89
Con traumatismo	Ordenada	691	887	0.909	-1286	2667
	Pendiente	2.0	0.3		1.3	2.6
Con otras patologías	Ordenada	2325	1140	0.187	-465	5114
	Pendiente	0.25	0.54		-1.1	1.6

Conclusiones

Se ha establecido un protocolo de actuación para la obtención de termografías en el contexto hospitalario. Los parámetros que proporcionan mayor diferenciación entre sujetos sanos y patológicos son: la comparación entre el tamaño del área recogida bajo la misma isoterma en zona sana y afectada y la diferencia de temperatura entre zona sana y afectada para el mismo tamaño de área de estudio. Las patologías que parecen tener una mayor diferenciación respecto a las zonas sanas son las de origen traumático, no pudiendo establecer criterio para las demás patologías estudiadas por ser muy pocos los casos de cada tipo.

Bibliografía

- [1]Alison M, Azoulay R, Tilea B, Sekkal A, Presedo A, Sebag G. Imaging strategies in paediatric musculoskeletal trauma. *Pediatr Radiol.* 2009; 39(3): 414-21.
- [2]Park JY, Hyun JK, Seo JB. The effectiveness of digital infrared thermographic imaging in patients with shoulder impingement syndrome. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007; 16(5): 548-54.
- [3]Varjú G, Pieper CF, Renner JB, Kraus VB. Assessment of hand osteoarthritis: correlation between thermographic and radiographic methods. *Rheumatology.* 2004; 43(7): 915-9.
- [4]Silva CT, Naveed N, Bokhari S, Baker KE, Staib LH, Ibrahim SM, Munchantef K, Goodman TR. Early assessment of the efficacy of digital infrared thermal imaging in pediatric extremity trauma. *Emerg Radiol.* 2012; 19(3): 203-9.
- [5]Morillo M. Control de calidad de cámaras termográficas. Trabajo fin de máster. Máster Física Médica. Universitat de València; 2012.

Agradecimientos: Proyecto UV-INV-AE11-42192 de la Universitat de València.

DISEÑO DE UN MANIQUÍ PARA ESPECTROSCOPIA POR RESONANCIA MAGNÉTICA DE PROTÓN. RESULTADOS PRELIMINARES DE SU APLICACIÓN

Parra Osorio V¹, Galán Montenegro P¹, Moreno Sáiz C¹, García-Álvarez R², Arrabal Núñez S³,
Caudepón Moreno F⁴, Navarro Guirado F¹ y Asenjo García B⁵

¹Unidad de Gestión Clínica de Radiofísica Hospitalaria, HRU Carlos Haya. Málaga.

²Clinical Science Development Group, General Electric Healthcare. Buc. France.

³Instituto de neurociencia clínica, Hospital Regional Universitario Carlos Haya and Fundación IMABIS, Málaga.

⁴Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Nuestra Señora de la Candelaria, Santa Cruz de Tenerife.

⁵Unidad de Gestión Clínica de Radiodiagnóstico, HRU Carlos Haya. Málaga.

Correspondencia: victoriapaos@gmail.com

Palabras clave: Resonancia magnética, espectroscopía, maniquí, metabolito.

Introducción y objetivos

La espectroscopía por resonancia magnética de protón es una técnica de imagen metabólica que permite la medición in vivo de los niveles de distintos metabolitos. Está en creciente desarrollo y ha demostrado una mejoría de los índices diagnósticos y terapéuticos, ya que permite: diagnóstico diferencial entre lesiones, determinación del grado tumoral de forma prequirúrgica, determinación de la presencia de una lesión antes de que sea evidente, definición del progreso y evaluación de los efectos de un tratamiento. El objetivo en este trabajo es disponer de un maniquí que permita analizar y ajustar los diversos parámetros implicados en el proceso espectroscópico, y permita establecer una cuantificación de dichos parámetros.

Material y métodos

Se ha diseñado un maniquí con características acordes a los parámetros que se desean medir, analizar y ajustar. Consiste en un cuerpo principal de polimetilmetacrilato (PMMA) en el cual se alojan varios insertos de diversas dimensiones; en dichos insertos se introducirán soluciones de distintas concentraciones (0,5 molar -2,0 molar) de los metabolitos de interés, en este caso: glicina (Gly) y creatina (Cr). Además, se incluye un inserto relleno de agua en la posición central. La técnica espectroscópica single voxel (SV) se ha llevado a cabo en un equipo de resonancia magnética (GE Healthcare), cuyas bobinas tienen un campo magnético de 1,5 T, de la Unidad de Radiología del centro. Los datos sin procesar obtenidos por el equipo se han procesado con la versión 5.0 del programa jMRUI[1]. Dicho procesado se realiza previamente al análisis para eliminar la contaminación por agua y lípidos en la señal y otras fuentes de ruido que la distorsionan, a la vez que se ajusta la forma de la línea del espectro para un mejor análisis[2]. En el análisis realizado se mide la altura de cada pico, el área bajo el mismo, la FWHM (Full Width at Half Maximum) asociada y su desplazamiento químico. La altura y el área bajo cada pico informan sobre la concentración del metabolito, y la FWHM muestra la fiabilidad de los resultados. El desplazamiento químico determina la posición de cada metabolito (de cada pico) en el eje de frecuencias del espectro, y será lo que permita identificar a cada uno de ellos. Dado que tanto los metabolitos como sus concentraciones son conocidas, se sabe cómo ha de ser el espectro obtenido. Esto permite analizar y ajustar los diversos parámetros implicados en el proceso espectroscópico, por comparación del espectro teórico con el obtenido. Los principales parámetros de calidad[3] que se analizan son: sintonización, relación señal-ruido, simetría, desplazamiento químico y cuantificación. Los tres primeros parámetros se examinan a partir de la FWHM de los picos del espectro y de la línea base del mismo. En esta fase es posible detectar inhomogeneidades del campo magnético, contaminación por macromoléculas, así como inestabilidades del sistema. Se consideran aceptables valores de FWHM inferiores a 10 Hz. Una vez procesada la señal y ajustado el espectro, se analizan los parámetros más importantes: desplazamiento químico[4] y cuantificación[5]. El maniquí mencionado contiene agua (»4,7 ppm), creatina (3,03 ppm) y glicina (3,55 ppm), por lo que es conocida la posición en la que han de aparecer los picos. Se compara para cada uno de los metabolitos el desplazamiento químico medido con el teórico; además, gracias a este procedimiento, es posible detectar superposición de picos y errores en la identificación de metabolitos provocados por inhomogeneidades en la técnica de adquisición. Por último, se procesa el espectro haciendo uso de AMARES (módulo incluido en jMRUI) para cuantificar la concentración de glicina y creatina en los vóxeles analizados.

Resultados y discusión

Gracias al procedimiento de procesado y análisis descrito no sólo es posible comparar las concentraciones obtenidas con las teóricas y analizar el acuerdo entre ellas, sino que se puede conocer el alcance de las diversas fuentes de incertidumbre (contaminación de macromoléculas, inhomogeneidades del sistema y/o del campo aplicado), detectar superposiciones de picos y errores en la identificación de metabolitos. Se han analizado y comparado los resultados obtenidos a partir de este procedimiento

con los generados por el software de análisis habilitado en la consola (propio de la compañía), encontrándose discrepancias en torno al 10% en la cuantificación, así como una amplia diferencia en cuanto a resolución espectral. Además, el uso del maniquí permite detectar errores originados por el propio software de análisis, puesto que se conoce cómo ha de ser el espectro asociado al vóxel de interés elegido.

Conclusiones

El uso del maniquí y del procedimiento descrito, no sólo permiten valorar los parámetros de calidad implicados en la técnica espectroscópica, sino que dan a conocer el estado del equipo de resonancia magnética y las incertidumbres asociadas tanto a éste como al software de análisis. Ello posibilita, no sólo la optimización de la técnica, sino también mejoras en el análisis de resultados y en la determinación de incertidumbres, así como la detección de errores en la adquisición y generación del espectro.

Bibliografía

- [1] Sitio web de MRUI : <http://www.mrui.uab.es/mrui/mruiHomePage.html>.
- [2] Alberich-Bayarri, A. Comunicación personal. “Disease biomarkers: modelling MR spectroscopy and clinical applications. Translational bioinformatics”.
- [3] Drost DJ, Riddle WR, Clarke GD. “Proton magnetic resonance spectroscopy in the brain: report of AAPM MR Task Group #9”. Med Phys 2002; 29:2177–2197.
- [4] Wishart DS, Sykes BD. “Chemical shifts as a tool for structure determination”. Meth Enzymol 1994; 239:363–392.
- [5] Jansen JF, Backes WH, Nicolay K, Kooi ME. “¹H MR spectroscopy of the brain: absolute quantification of metabolites”. Radiology 2006 Aug; 240(2):318-32.

ESTUDIO DE LOS EFECTOS DE LA RADIACIÓN GSM EN PACIENTES CON HIPERSENSIBILIDAD ELECTROMAGNÉTICA MEDIANTE MAGNETOENCEFALOGRAFÍA

Maestú C¹, Bruña R^{1,2}, De Ramón I^{1,2}, Correas A^{1,2}, Maestú F^{1,2}, Del Pozo F¹

¹Centro de Tecnología Biomédica. Universidad Politécnica de Madrid. Madrid.

²Laboratorio de Neurociencia Cognitiva y Computacional, Universidad Politécnica de Madrid/Universidad Complutense de Madrid. Madrid.

Correspondencia: ceferino.maestu@ctb.upm.es

Palabras clave: Hipersensibilidad electromagnética, radiaciones no ionizantes, GSM.

Introducción y objetivos

En la actualidad la normativa reguladora en materia de emisiones electromagnéticas están diseñadas para proteger a la población de los llamados efectos térmicos [1]. En ningún punto de la legislación se considera la posible existencia de los llamados efectos no térmicos, según los cuales el tejido biológico que recibe esta radiación actuaría como un receptor sintonizado. La existencia de estos efectos es un punto controvertido en la comunidad científica. No obstante, la existencia del síndrome de hipersensibilidad a los campos electromagnéticos parece indicar que realmente existen efectos que no han sido correctamente modelados. Este síndrome se caracteriza por reacciones de tipo físico y neurológico ante la exposición a campos electromagnéticos, aun cuando sus intensidades imposibilitan la existencia de efectos térmicos [2]. Algunos investigadores han estudiado la posibilidad de que las radiaciones emitidas por los aparatos de telefonía GSM (Global System for Mobile Communications) puedan causar estos efectos no térmicos. Es posible identificar en esta tecnología una modulación de baja frecuencia, en torno a 8.34Hz [3], que se solaparía con una de las frecuencias principales de la actividad cerebral. En este sentido, se han estudiado mediante electroencefalografía los efectos de la radiación GSM en el registro de actividad cerebral, encontrando en algunos experimentos un aumento en la potencia en la banda alfa [4], localizada en torno a los 10 Hz. Este estudio pretende analizar la posible interacción entre los campos electromagnéticos empleados en la tecnología GSM y la actividad cerebral en un entorno realista, pero controlado.

Material y métodos

En el presente estudio participaron 8 sujetos autodeclarados enfermos de hipersensibilidad electromagnética, 3 hombres y 5 mujeres, con una edad de 50.1 ± 6.4 años (media \pm SD). Para garantizar la homogeneidad de la muestra se exigieron una serie de requisitos para poder clasificar a los sujetos como hipersensibles a los campos electromagnéticos [3]. El procedimiento consistió en dos sesiones de estimulación, en las que el sujeto sostuvo una conversación de cinco minutos de duración con una grabación almacenada en un terminal configurado en modo mono-banda GSM 900. En una de las sesiones el terminal realiza una llamada telefónica, transmitiendo información tanto en sentido ascendente como descendente. En la otra sesión el terminal está configurado en modo avión, de forma que no emite ningún campo electromagnético. En ambos casos el terminal fue fijado junto al oído derecho del sujeto mediante un casco diseñado a tal efecto. Ni los sujetos participantes ni el personal del laboratorio conocían la naturaleza del estímulo, a fin de garantizar el doble ciego. Antes y después de cada una de las sesiones se realizó una grabación de cinco minutos de actividad cerebral con ojos cerrados, mediante un magnetoencefalógrafo Elekta Neuromag de 306 canales con 102 magnetómetros y 204 gradiómetros. La segunda grabación comenzó en todos los casos 6 minutos después del final de la estimulación, con el fin de garantizar la homogeneidad de los datos en caso de presentarse efectos de rápido desvanecimiento. La señal obtenida fue preprocesada con el fin de eliminar ruidos y dividida en segmentos de un segundo libres de artefactos. Únicamente se tuvo en cuenta la señal de los magnetómetros, descartando los 14 canales exteriores del casco, por considerarlos ruidosos. Los 88 canales restantes fueron agrupados en ocho zonas, de acuerdo con el layout suministrado por el fabricante del sistema. El análisis realizado consistió en un estudio de la potencia relativa en las bandas alfa baja (8 a 10 Hz) y alta (10 a 12 Hz), a partir de los resultados obtenidos en experimentos similares [4]. El estudio se completó con un análisis estadístico, en que se compararon los cambios en la actividad cerebral pre- y post-estímulo en cada una de las sesiones. La condición de estimulación fue comparada con la condición de placebo mediante un test no paramétrico de dos muestras relacionadas (Wilcoxon signed-rank test).

Resultados y discusión

Los resultados muestran un aumento generalizado en la potencia alfa relativa en la banda alfa alta tras la estimulación, frente a placebo. Este aumento fue significativamente mayor en la condición de estimulación en las zonas temporal ($p=0.008$) y occipital izquierdas ($p=0.039$).

La Figura 1 muestra los p-valores obtenidos en el test estadístico para cada uno de los 88 sensores analizados.

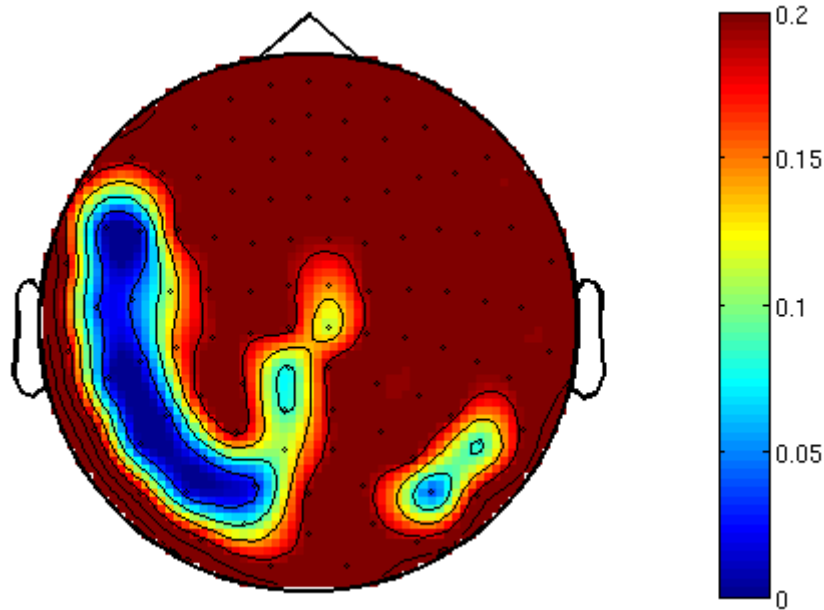


Figura 1: Resultados del test estadístico

Conclusiones

El presente trabajo ha analizado la actividad cerebral de ocho pacientes de hipersensibilidad electromagnética ante una estimulación real mediante ondas electromagnéticas y una estimulación basada en placebo. En ambos casos ha sido posible observar un aumento en la potencia relativa en la banda alfa alta (de 10 a 12 Hz) tras la estimulación, siendo este aumento significativamente superior en la estimulación real. Estas diferencias se concentran en las regiones temporal y occipital izquierdas. Estos resultados coinciden con los obtenidos en estudios basados en electroencefalografía [4]. Si bien estos resultados parecen indicar la existencia de una interacción entre las radiaciones electromagnéticas y la actividad cerebral, el tamaño de la muestra no permite extraer conclusiones definitivas. El estudio continúa actualmente en marcha con el fin de aumentar el tamaño de la muestra e incluir un grupo control, con el fin de identificar mejor estos efectos.

Bibliografía

- [1] Guidelines for limiting exposure to time varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz). Health Phys, 74:494–522; 1998.
- [2] Johansson O. Electrohypersensitivity: state-of-the-art of a functional impairment. Electromagn Biol Med, 25(4):245- 58; 2006
- [3] Hyland GJ. Physics and biology of mobile telephony. Lancet, 356(9244):1833-6; 2000.
- [4] Curcio G, Ferrara M, Moroni F, D'Inzeo G, Bertini M, De Gennaro L. Is the brain influenced by a phone call? An EEG study of resting wakefulness. Neurosci Res. 53(3):265-70; 2005.

ÁREA 7

SITUACIONES DE EXPOSICIÓN EXISTENTE



ÍNDICE DE TRABAJOS DEL ÁREA 7

001. Medidas de radón en el campus de la Universidad de Alicante.

Piedecausa García B.

002. Medidas de Radón en establecimientos termales de acuerdo con el RPSCRI.

Moreno Baltà V, Font Guiteras LI, Baixeras Divar Cy Bach Plaza J.

003. Evaluación de NORM en una instalación de la industria petrolera venezolana para establecer los criterios reguladores.

Acevedo Lozada DJ, Rivas I, Dávila L y Flores Y.

004. Proyecto Radón 10x10: aplicación de los sistemas de información geográfica en estudios de radón y geología en viviendas catalanas.

Amado Sanjuán JL, Bach Plaza J, Baixeras Divar C, Font Guiteras LL y Moreno Baltà V.

005. Gestión de materiales residuales procedentes de industrias norm en vertederos de residuos convencionales.

Robles Atienza B y Mora cañadas JC.

006. Estudio sobre los niveles de actividad de radionúclidos en productos sólidos de plantas de potabilización de aguas catalanas.

Montaña M, Camacho A, Céspedes R, Devesa R, Serrano I, Duch MA y Vallés I.

007. Evaluación del impacto radiológico de la soldadura por arco con consumibles de Rutilo

Rozas Guinea S, Herranz Soler M, Pérez Marín C, Idoeta Hernandorena R, Alegría Gutiérrez N, Núñez – Lagos Roglá R y Legarda Ibáñez F.

008. Radionucleídos en sedimentos y biota de la orilla sur del estuario y del tramo inicial del río Tejo (ES.TAJO)

Corisco JAG, Portugal LM y Almeida SM.

009. ^{210}Po en *Engraulis encrasicolus* en el norte de la Comunidad Valenciana

Delgado Belmar V, Cámara García T y Ferrero Calabuig JL.

MEDIDAS DE RADÓN EN EL CAMPUS DE LA UNIVERSIDAD DE ALICANTE

Piedecausa García B

Universidad de Alicante. Departamento de Construcciones Arquitectónicas. Alicante.
Correspondencia: piedecausa@ua.es

Palabras clave: Radón interior, edificación subterránea, electret, radiación natural, lugar de trabajo

Introducción y objetivos

En el territorio español podemos encontrar distintas normativas respecto al control de la radiactividad ambiental en lugares de trabajo. Por una parte, el Reglamento de Protección Sanitaria contra las Radiaciones Ionizantes [1] recomienda estudiar aquellos lugares de trabajo cuyo personal pueda estar expuesto a concentraciones elevadas de radón, torón y sus descendientes. Por otra, el RD 1439/2010 [2] introduce la necesidad de medir las concentraciones de radón en lugares de trabajo que puedan provocar un incremento significativo de la exposición de los trabajadores. Además, el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) publica en enero de 2012 la Instrucción IS-33 [3] con el objetivo de establecer determinados criterios radiológicos para la protección frente a la radiactividad natural por titulares de las actividades laborales afectadas y las autoridades competentes. Por ello, se considera conveniente el análisis de la influencia del gas radón en un emplazamiento tan significativo como es una universidad: un lugar donde multitud de usuarios pasan la mayor parte de su tiempo de estudio o de trabajo durante el día y, por tanto, un lugar donde el tiempo de exposición a este gas puede llegar a ser significativo. De este modo, el objetivo del trabajo es el análisis y la medida de la concentración de radón en el interior de espacios subterráneos de distintos edificios del Campus de la Universidad de Alicante, con el fin de determinar la concentración de radón existente en sus instalaciones.

Material y métodos

El presente trabajo se centra en el análisis de los once edificios más representativos del campus, estudiando distintas estancias con uso de aulas comunes, zonas de informática, salones de actos y zonas administrativas ubicadas en nivel de sótano. Además, con el fin de obtener una visión más global, en algunos casos se ha considerado interesante la medida en otros espacios de uso almacén o zonas de archivo. Las mediciones de radón se han realizado con dispositivos E-PERM (electret) de tipo "S" disponibles en el mercado (Rad Elec Inc., Frederick, MD 21701, EE.UU.). En todos los lugares de trabajo estudiados, los detectores estuvieron expuestos de 5 a 7 días durante el invierno de 2010 y el verano de 2011; en algunos casos fueron instalados pares de detectores para estimar la fiabilidad de la concentración obtenida. Durante las medidas, se han recuperado el 100% de los dispositivos utilizados y no han existido incidencias a considerar en los periodos de exposición. Además, en todos los espacios estudiados se midieron los niveles de radiación gamma ambiental mediante un dispositivo portátil de tipo Dosimeter PM 1203M, estableciendo experimentalmente el fondo existente.

Resultados y discusión

Para las medidas durante la época de invierno, se obtiene que la mayor concentración parcial registrada corresponde a valores menores a 80,0 Bq/m³; mientras que, en las medidas durante la época de verano, se obtiene que la mayor concentración parcial registrada corresponde a valores menores de 90,0 Bq/m³. Estas exposiciones se han llevado a cabo en condiciones ambientales interiores estables, y cabe destacar que los valores de presión atmosférica exterior se mantuvieron en un rango constante durante los periodos de medida, no registrándose precipitación alguna.

Conclusiones

El presente trabajo se plantea como un primer estudio del rango de la concentración de radón en distintos espacios de trabajo subterráneos de la citada universidad, sirviendo como base para el desarrollo posterior de otras campañas experimentales de mayor duración (en periodos de 3 a 6 meses) que permitan establecer los valores promedio anuales requeridos por la Instrucción IS-33 [3] respecto a la exposición a radón en lugares de trabajo. De los resultados obtenidos respecto a la concentración de este gas en espacios subterráneos administrativos y docentes del Campus de la Universidad del Alicante se desprende que un 36,4% de los edificios analizados se encuentra entre 0-20 Bq/m³, un 54,6% se encuentra entre 21-60 Bq/m³ y un 9% se encuentra por encima de 61 Bq/m³. Todos ellos valores muy por debajo de los 300 Bq/m³ de concentración de radón media anual estipulados por la IS-33 [3] para la adopción de medidas correctivas en lugares de trabajo con elevada permanencia de miembros del público.

Bibliografía

- [1]. Real Decreto 783/2001, de 6 de julio, por el que se aprueba el Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes. BOE nº 178. Madrid, 2001.
- [2]. Real Decreto 1439/2010, de 5 de noviembre, por el que se modifica el Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes, aprobado por Real Decreto 783/2001.
- [3]. Instrucción IS-33, sobre criterios radiológicos para la protección frente a la exposición a la radiación natural. Consejo de Seguridad Nuclear, 2012.

MEDIDAS DE RADÓN EN ESTABLECIMIENTOS TERMALES DE ACUERDO CON EL RPSCRIMoreno Baltà V¹, Font Guiteras LI¹, Baixeras Divar C¹ y Bach Plaza J²¹Unitat de Física de les Radiacions. Departament de Física. Edifici Cc. Universitat Autònoma de Barcelona. Bellaterra. Barcelona España.²Unitat de Geodinàmica Externa i Hidrogeologia. Departament de Geologia. Edifici Cs. Universitat Autònoma de Barcelona. Bellaterra. Barcelona.

Correspondència: victoria.moreno@uab.cat

Palabras clave: Radón en aire, Radón en agua, métodos de medida, actividad laboral, establecimiento termal.**Introducción y objetivos**

El Reglamento de Protección Sanitaria Contra las Radiaciones Ionizantes (RPSCRI) desde el año 2010 [1] obliga a los titulares de las actividades laborales donde existen fuentes naturales de radiación a realizar estudios para determinar si existe un incremento significativo de la exposición de los trabajadores o de los miembros del público que no pueda considerarse despreciable desde el punto de vista de la protección radiológica. Entre las actividades que deben realizar dichos estudios se incluyen aquellas donde las personas estén expuestas a la inhalación de radón como cuevas, minas, galerías, establecimientos termales, instalaciones donde se almacene y trate aguas subterráneas y lugares de trabajo en áreas identificadas. Los balnearios son una de estas actividades debido a que las aguas subterráneas utilizadas pueden ser una fuente importante de radón. En los últimos diez años la Universidad Autónoma de Barcelona ha realizado medidas de radón en diversos lugares de trabajo subterráneos y depuradoras [2,3]. Recientemente ha optimizado la instrumentación de medida de radón para condiciones ambientales extremas [3,4] y este último año, con el objeto de completar la experiencia adquirida, ha empezado a realizar estudios de radón en los establecimientos termales [3], de acuerdo con los criterios establecidos por el Consejo de Seguridad Nuclear. El objetivo de este trabajo es mostrar la metodología utilizada para llevar a cabo los estudios necesarios y presentar los resultados obtenidos en los dos primeros establecimientos termales analizados.

Material y métodos

Los dos balnearios analizados en este trabajo tienen características muy distintas (zonas geográficas, geologías subyacentes, etc), pero para mantener la máxima confidencialidad no se proporciona ninguna información que permita su identificación. Para la medida de la concentración de radón (CRn) en el aire del interior de los establecimientos se han utilizado detectores activos (RAD7, AlphaGUARD y ATMOS) y pasivos (Makrofol DE). Se han realizado medidas de distinta duración: puntuales de 0.5 a 3.0 h, continuas de 5.0 a 25.0 h e integradas de 4 meses. Las medidas puntuales y continuas han permitido analizar la variación de la CRn durante la jornada laboral en el interior de las salas analizadas. Junto con estas medidas también se determina la temperatura y la humedad relativa. Las medidas integradas permiten determinar el valor medio de la CRn en el interior de la sala. Mediante el monitor RAD7 y su accesorio para muestras de agua también se ha determinado la CRn de las aguas termales tanto en el manantial como en las salas de tratamiento. Estas medidas permiten observar la disminución del nivel de radón disuelto que llega a las salas de tratamiento y determinar en qué tipo de tratamiento se libera mayor cantidad de radón hacia el aire de la sala.

Resultados y discusión

A partir de las medidas puntuales y de las integradas se observa que el balneario que utiliza aguas con mayor radón disuelto no es el que presenta valores más elevados de la CRn en el aire de las salas (Tabla 1). En este caso las medidas integradas pueden estar haciendo una infravaloración de la CRn a la que realmente están expuestos los trabajadores. Los niveles de radón en las aguas dependen del tipo de flujo muestreado: en flujos turbulentos los valores de radón disuelto son menores que en los flujos más laminares, ya que en los primeros se produce una mayor liberación de radón hacia el aire de la sala. Saunas y vaporarios son las salas donde la CRn suele ser más elevada, llegando a superar los 7000 Bq·m⁻³ en el balneario 2. A partir de las medidas en continuo se observa que los valores de la CRn pueden llegar a tener valores más o menos elevados dependiendo de si la sala ha sido usada previamente o no y del grado de ventilación (Figura 1). En el balneario 1 se observa que después de una primera sesión de tratamiento la CRn ha subido hasta los 1400 Bq·m⁻³ y ha permanecido alrededor de este valor hasta que la sala ha sido ventilada abriendo la puerta. Después de la segunda sesión la CRn ha alcanzado los 1700 Bq·m⁻³, debido a que el nivel de radón al inicio de la sesión era superior, pero después de una suficiente ventilación de la sala, al cabo de pocas horas la CRn ha disminuido hasta valores inferiores a los 400 Bq·m⁻³.

Balneario	C_{Rn} agua ($Bq \cdot l^{-1}$)		C_{Rn} aire salas ($Bq \cdot m^{-3}$)		
	Manantiales	Salas	Continua (5 - 25 h)	Integrada (4 meses)	Puntual (Valor máximo)
1	282 - 345	26 - 75	125 - 735	89 - 222	$(1.7 \pm 0.1) \cdot 10^3$
2	82 - 128	11 - 29	78 - 257	$36 - 1.4 \cdot 10^3$	$(7.1 \pm 0.5) \cdot 10^3$

Tabla 1. Intervalos de valores de la CRn en el aire y en las aguas de los dos balnearios estudiados.

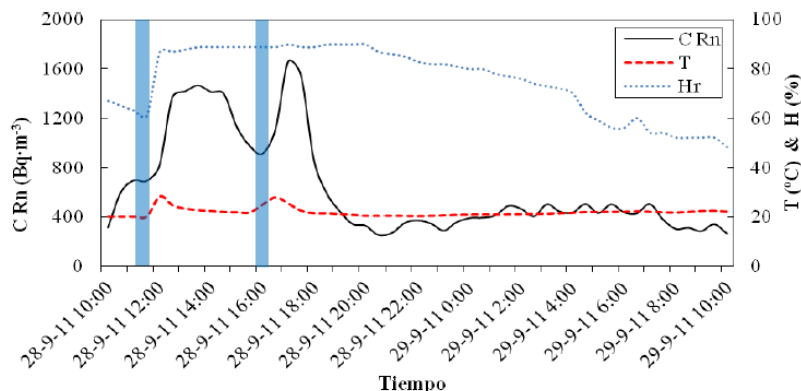


Figura 1. Evolución temporal de la CRn, de la temperatura (T) y de la humedad relativa (Hr) en el aire del interior de una sala del balneario 1 donde se han realizado dos sesiones de tratamiento de 30 minutos cada una (franjez azules).

Conclusiones

Las condiciones ambientales y la dinámica de los niveles de radón en los balnearios hacen necesaria la utilización tanto de detectores pasivos como de detectores activos de radón, ambos correctamente adaptados. Una buena combinación de las medidas puntuales, en continuo e integradas de la CRn, así como un buen conocimiento del tiempo de permanencia de los trabajadores y de los miembros del público en el interior de las salas permite establecer el promedio anual de la CRn al que realmente están expuestas estas personas. La CRn en el aire del interior de los balnearios donde la principal fuente de Rn es el agua puede no depender tanto del nivel de radón disuelto en las aguas termales utilizadas como del tipo de tratamiento que se realice y de la ventilación que reciban las salas.

Agradecimientos: Este trabajo ha sido parcialmente subvencionado por el Consejo de Seguridad Nuclear.

Bibliografía

- [1] Real Decreto 1439/2010. Modificación del Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes. BOE 2010; 279: 96395-96398.
- [2] Font, Ll., Baixeras, C., Moreno, V. Indoor radon levels in underground working places of Catalonia, Spain. Radiation Measurements 2008; 43: 467-470.
- [3] Moreno, V. El Radó en activitats laborals: Instrumentació, Protecció Radiològica i Geologia. Tesis doctoral 2012. Departament de Física. Universitat Autònoma de Barcelona.
- [4] Moreno, V., Baixeras, C., Amgarou, K., Font, Ll., Grossi, C., Vargas, A. Estudio de la instrumentación de medida de radón en condiciones ambientales extremas. II Congreso Conjunto SEFM-SEPR, Sevilla 2011.

EVALUACIÓN DE NORM EN UNA INSTALACIÓN DE LA INDUSTRIA PETROLERA VENEZOLANA PARA ESTABLECER LOS CRITERIOS REGULADORES

Acevedo Lozada DJ, Rivas I, Dávila L y Flores Y

Ministerio del Poder Popular para la Energía Eléctrica. Dirección de Energía Atómica, Grupo de Vigilancia Radiológica.
Municipio Libertador. Caracas, Venezuela.
Correspondencia: dacevedo@mppee.gob.ve

Palabras clave: NORM, protección radiológica, tasa de dosis, exposición, procesos regulatorios.

Introducción

Las industrias NORM (del inglés Naturally Occurring Radioactive Materials) son aquellas que en su proceso productivo podrían potenciar la concentración de radionucleidos en determinados elementos y áreas de la instalación, así como en los productos, subproductos y los desechos generados. Las industrias NORM a pesar de no ser instalaciones nucleares ni radiactivas, requieren de estudios encaminados a evaluar las dosis recibidas por los trabajadores y el público en general. El presente trabajo muestra la necesidad de identificar, en la industria petrolera venezolana, la existencia de exposición a fuentes naturales de radiación que debieran ser consideradas como ocupacionales. Como Autoridad Reguladora en el área de las radiaciones ionizantes surge la necesidad de establecer los procesos regulatorios y asegurar la protección radiológica del personal involucrado en estas prácticas, así como la vigilancia radiológica personal y ambiental.

La identificación de NORM en una instalación de la industria petrolera venezolana a fin de establecer los procesos regulatorios y tomar las medidas para garantizar la protección radiológica ocupacional.

Material y métodos

Detector Geiger-Müller, marca: Eberline, modelo: FH40F2 y Detector-Identificador, marca: Target, modelo: Identifinder-N (error asociado a los instrumentos de $\pm 1,43\%$ y $< 7,5\%$ respectivamente).

En las zonas visitadas se midió la tasa de dosis equivalente ambiental con los equipos detectores de radiaciones ionizantes, tomando como referencia el valor de fondo proveniente de la radiactividad de origen natural. Adicionalmente se efectuó la recolección de muestras de sedimentos, arenas y aguas en las áreas antes mencionadas para un análisis cualitativo y cuantitativo de radionucleidos presentes, a través de la técnica de Espectrometría Gamma de Alta Resolución (EGAR).

Resultados y discusión

Con la caracterización radiológica se observó que para las zonas visitadas: “cementerio de tuberías”, patio de sandblasting (proceso de limpieza de estructuras empleando un chorro de arena a altas presiones) y taladro de perforación, las medidas obtenidas fueron similares al valor de fondo radiactivo natural ($0,17 \mu\text{Sv/h}$); por lo que podría descartarse alguna exposición del personal que allí labora, al menos en esta fase que fue monitoreada. Sin embargo, cabe destacar que en el lugar donde se realiza la limpieza o lavado de tuberías, la tasa de dosis encontrada ($650 \mu\text{Sv/h}$) fue aproximadamente cuatro mil (4000) veces superior, con respecto al fondo radiactivo natural. Al emplear un equipo Detector- Identificador en esta zona, éste reconoció la presencia de Radio-226 (Ra-226) como el radioisótopo en mayor proporción, concordando esto con lo reportado en la bibliografía, donde se hace referencia que en tuberías que son empleadas en procesos de la industria del petróleo y gas se pudiesen encontrar diferentes precipitados de Radio bajo la forma de Carbonato, Sulfato y/o Cromato [1]. Debido a los riesgos asociados a la presencia de este radionucleido, se consideró tomar muestras de las diferentes áreas visitadas para un análisis por EGAR y relacionar los resultados para identificar si hay o no alguna exposición a radiación que deba ser considerada como ocupacional, de ser así la Autoridad Reguladora deberá aplicar los procesos regulatorios e implementar los procedimientos necesarios que garanticen la debida protección de los trabajadores expuestos y público en general.

Conclusiones

Se elaboró una metodología para la evaluación radiológica asociada a las actividades desarrolladas en la industria petrolera venezolana, de manera de caracterizar desde el punto de vista radiológico esta actividad a nivel nacional. Se relacionarán los resultados obtenidos del análisis por EGAR, con la caracterización radiológica previa, para obtener valores que permitan identificar si existe o no alguna exposición a fuentes naturales de radiación que deba ser considerada como ocupacional.

Bibliografía

[1] Mosqueda F. Desarrollo de procedimientos para la determinación de radioisótopos en muestras ambientales mediante técnicas de bajo recuento por centelleo líquido y radiación Cerenkov. [Tesis Doctoral]. Huelva: Universidad de Huelva; 2009.

PROYECTO RADÓN 10X10: APLICACIÓN DE LOS SISTEMAS DE INFORMACIÓN GEOGRÁFICA EN ESTUDIOS DE RADÓN Y GEOLOGÍA EN VIVIENDAS CATALANAS

Amado Sanjuán JL¹, Bach Plaza J², Baixeras Divar C¹, Font Guiteras LL¹ y Moreno Baltà V¹

¹Unitat de Física de les Radiacions, Departament de Física. Edifici Cc. Universitat Autònoma de Barcelona. Bellaterra. Barcelona.

²Unitat de Geodinàmica Externa i d'Hidrogeologia. Departament de Geologia. Edifici Cs. Universitat Autònoma de Barcelona. Bellaterra. Barcelona.

Correspondencia: lluis.font@uab.cat

Palabras clave: Radón, mapa, SIG, detectores de trazas, Litología.

Introducción y objetivos

La Universidad Autónoma de Barcelona (UAB) ha participado, junto con la Universidad de Santiago de Compostela (USC), en el proyecto “Radón 10x10”, coordinado por la Universidad de Cantabria (UC) y subvencionado por el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN). La finalidad de este proyecto ha sido la ampliación del mapa de concentraciones de radón (CRn) con 8000 nuevas medidas en viviendas españolas. Este trabajo se ha desarrollado con dos objetivos principales, por un lado, realizar un mapa preliminar de CRn en viviendas catalanas y, por otro, desarrollar una metodología semiautomática basada en el uso de los Sistemas de Información Geográfica (SIG), que relacione de forma directa los niveles de CRn encontrados con las características litológicas de los materiales sobre los que están construidas dichas viviendas. Esta metodología proporciona una herramienta útil para establecer relaciones entre diferentes datos, permitiendo identificar zonas donde poder evaluar el riesgo radiológico que representa el radón en la población catalana y su geogenia.

Material y métodos

Se ha dividido el territorio nacional con una malla cuadriculada de 10 km x 10 km, siguiendo el modelo propuesto por la Unión Europea. Dentro de cada cuadrícula se debería conseguir, como mínimo, una medida de CRn, ampliándose en función de la densidad de población y de los valores de exposición potencial al radón obtenidos a partir del Proyecto MARNIA [1]. Con el fin de identificar zonas con alto nivel de radón, las medidas de las CRn fueron realizadas en plantas bajas de primeras residencias. La UAB gestionó la realización de la campaña en Catalunya, consiguiendo voluntarios y efectuando el envío, control, reclamación y recibo de los dosímetros de Makrofol-ED utilizados para realizar las medidas, los cuales estuvieron expuestos entre 3 y 6 meses en las viviendas seleccionadas. Una vez en el laboratorio, los dosímetros se trataron mediante la técnica de revelado electroquímico [2]. Con los resultados obtenidos, se calculó la media aritmética de CRn de cada cuadrícula y se establecieron 4 intervalos de valores definiendo una leyenda de colores. Ésta, junto con la malla original del territorio catalán, se introdujo en el SIG MiraMon [3], que asignó el color del valor medio del rango de CRn correspondiente a cada cuadrícula, originando el mapa de CRn. Mediante el mismo programa, se incorporaron datos geográficos y geológicos, consiguiendo relacionarlos en una única base de datos con los valores de CRn obtenidos. En la figura 1, se presenta un diagrama que ilustra la metodología seguida.

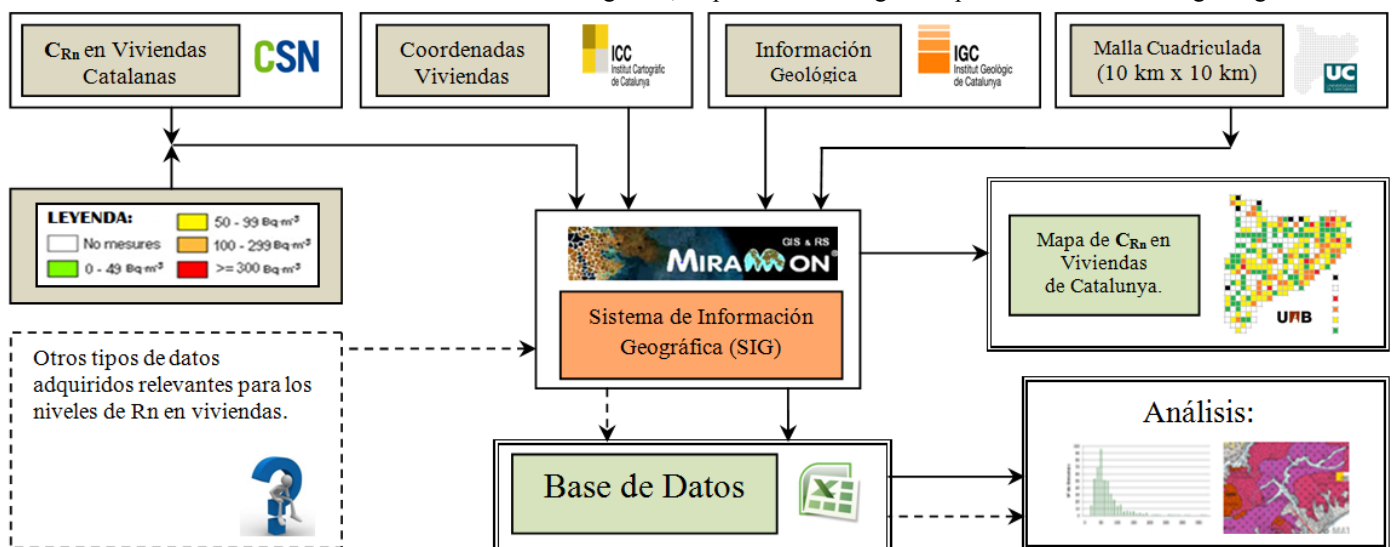


Figura 1. Uso de la tecnología SIG para el tratamiento de datos y generación de resultados.

Mediante esta metodología se podrían incluir gradualmente distintas capas de datos relevantes para la determinación del riesgo potencial del radón, tales como la permeabilidad del suelo, el grado de fracturación del terreno, niveles de radón en el suelo, clima, características típicas de las viviendas de la zona, etc. El mapa de riesgo al radón se obtendría proporcionando un peso a cada capa de datos, y se calibraría mediante el mapa de los niveles de radón en viviendas. Más a largo plazo, el mapa de riesgo potencial de radón se podría comparar con el mapa de la incidencia de cáncer de pulmón en la población.

Resultados y discusión

De las 338 cuadrículas de 10 km x 10 km en las que se ha dividido el territorio catalán, en el 67% se encontraron colaboradores que permitieron realizar medidas de la CRn en 454 viviendas con plantas próximas al suelo (bajos y primeros). La media aritmética del conjunto de CRn en Catalunya (68 Bq·m⁻³) se encuentra dentro del rango medio mundial dado por la UNSCEAR (entre 30 y 70 Bq·m⁻³) y es superior al valor obtenido en estudios anteriores realizados en viviendas españolas situadas a cualquier altura (41 Bq·m⁻³) [4]. Las CRn obtenidas se ajustan a una distribución lognormal, con el 75% de los valores por debajo de 100 Bq·m⁻³ y el 2% superando los 300 Bq·m⁻³. Se ha generado un mapa preliminar de CRn en viviendas catalanas en el cual destacan dos aspectos. Por un lado, se localizan agrupaciones de niveles altos de CRn en áreas del Pirineo y sierras del litoral y prelitoral. Por otro lado, los niveles bajos se reparten por toda la geografía catalana con una tendencia a concentrarse en la depresión del Ebro, Cuenca de Tremp y Sierra del Cadí. Este mapa se ha comparado a grandes rasgos con el Mapa MARNA y con el Mapa Litológico del Instituto Cartográfico de Catalunya. El resultado de dicha comparación señala que las CRn más elevadas coinciden aproximadamente con los valores más altos de radiación gamma y con los grandes macizos plutónicos catalanes. La metodología desarrollada permite llegar a un nivel más detallado, relacionando en el mismo punto geográfico el valor de CRn encontrado con las formaciones litológicas del lugar. Se ha obtenido CRn en los tres principales grupos de rocas sedimentarias, ígneas y metamórficas y los valores medidos en los puntos se han agrupado en 11 clases de litologías, las cuales se muestran en la tabla 1. Se puede observar que todos los grupos litológicos presentan un valor medio de CRn por debajo de los 100 Bq·m⁻³, encontrándose los más altos en las pizarras moteadas y los granitoides. En cambio, los 4 valores máximos de CRn están situados sobre rocas sedimentarias, superando los 300 Bq·m⁻³. Este hecho podría tener varias explicaciones, como el que los sedimentos procedan de la erosión de una roca con altas concentraciones de radio, o que sea una formación superficial permeable y tenga por debajo una roca con una componente radiológica elevada. Este resultado refleja la complejidad de los distintos procesos que influyen en las CRn finales en el interior de las viviendas (litología, permeabilidad, fracturación, clima, materiales de construcción, etc.) [5]. Además cabe destacar que el número de medidas para cada tipo de roca es muy reducido, por lo que ampliar la estadística sería necesario para obtener resultados más concluyentes.

Grupos de Rocas	R. Ígneas			R. Metamórficas			R. Sedimentarias				
	Litología (Nº de medidas)	Basaltos (5)	Granitoides (30)	Pórfidos Dioríticos (1)	Pizarras (3)	Pizarras Moteadas (3)	Mármoles (1)	Carbonatos (66)	Areniscas (170)	Lutitas (116)	Rudititas (58)
Rango CRn [min,max]	[32,95]	[29,210]	[45,45]	[21,77]	[31,149]	[62,62]	[19,318]	[11,563]	[12,335]	[13,551]	[47,47]
Valor promedio CRn	66	79	45	45	90	62	66	66	57	66	47

Tabla 1. Se muestran los diferentes grupos litológicos encontrados con los valores medios, mínimos y máximos de CRn (Bq·m⁻³).

Conclusiones

En el mapa de CRn se observan focos de niveles altos de CRn en algunas zonas geográficas. A grandes rasgos, estas áreas coinciden con las zonas de altos niveles de radiación gamma y se localizan sobre litologías plutónicas. Sin embargo, se observa que las viviendas donde se han obtenido los valores más elevados de CRn están situadas sobre rocas sedimentarias. Este resultado puede ser consecuencia tanto del reducido número de viviendas medidas en cada tipo de roca, como de los distintos parámetros y procesos que influyen de manera compleja en los niveles de radón en una vivienda en concreto, además de la componente litológica. Este trabajo constituye el primer paso hacia el uso de tecnología SIG para la elaboración de un mapa de riesgo de radón que tenga en cuenta los principales parámetros que influyen en los niveles de radón en viviendas.

Bibliografía

- [1] Quindós LS, Fernández PL, Gómez J, Sainz C, Fernández JA, Suárez E, et al. Natural gamma radiation map (MARNA) and indoor radon levels in Spain. Elsevier, Env. Int. 2004; 29: 1091-1096.
- [2] Moreno V, Baixeras C, Font LI, Bach J. Indoor radon levels and their dynamics in relation with the geological characteristics of La Garrotxa, Spain. Radiat, Meas. 2008; 43: 1532-1540.
- [3] Programa MiraMon. Centre de Recerca Ecològica i Aplicacions Forestals [sede Web - Acceso 12 de febrero de 2013]. Disponible en http://www.creaf.uab.es/miramom/what_mm/ESP/index.htm.
- [4] Martín Matarranz JL. Concentración de radón en viviendas españolas. Otros estudios de radiación natural. Madrid: Consejo de Seguridad Nuclear (CSN); 2004. Colección Informes Técnicos 13.
- [5] Font LI. and Baixeras C. The RAGENA dynamic model of radon generation, entry and accumulation indoors. The Sci. of the Total Env. 2003; 307: 55-69.

GESTIÓN DE MATERIALES RESIDUALES PROCEDENTES DE INDUSTRIAS NORM EN VERTEDEROS DE RESIDUOS CONVENCIONALES

Robles Atienza B y Mora Cañadas JC

CIEMAT/Departamento de Medio Ambiente/Unidad de Protección Radiológica del Público y del Medio Ambiente.Madrid.
Correspondencia: beatriz.robles@ciemat.es

Palabras clave: Residuos, NORM, residuos radiactivos, dosis al público, dosis a los trabajadores.

Introducción y objetivos

Los Materiales Radiactivos de Origen Natural (también conocidos como NORM por su acrónimo en inglés) se generan en grandes cantidades en varias industrias o actividades laborales, por ello llamadas industrias NORM. La Directiva Europea 96/29 (Las Normas Básicas de Seguridad europeas), obligó a considerar las implicaciones radiológicas sobre las industrias NORM y sus materiales residuales. Hasta hoy la gestión de estos residuos se ha llevado a cabo, en la mayoría de los países, considerándolos residuos industriales no radiactivos, con consideraciones muy diversas en cuanto a su contenido radiactivo. Debido a que la concentración de otros tóxicos puede ser elevada, estos residuos podrían tratarse bien como residuos no peligrosos o bien como residuos peligrosos. La legislación española vigente obliga a acondicionar estos materiales para aislar los elementos tóxicos del medio ambiente durante periodos de tiempo dilatados, incluyendo las condiciones que asegurarán dicho aislamiento, y recoge también consideraciones respecto a su contenido radiactivo, de forma que la vía de gestión garantice la debida protección radiológica a las personas y al medio ambiente. Una opción que podría plantearse para gestionar los residuos cuyo contenido radiactivo superara los niveles de exención/desclasificación incondicionales establecidos, sería su almacenamiento en los ya citados vertederos de residuos industriales, siempre que se garantizara el cumplimiento de los correspondientes criterios radiológicos establecidos por las Autoridades.

Resultados y discusión

Este trabajo analiza las implicaciones radiológicas que podría tener una posible gestión en vertederos de residuos convencionales de dichos residuos NORM. Para los cálculos se partió de concentraciones ligeramente superiores a los niveles de exención/desclasificación, en concreto se han considerado concentraciones de actividad de entre 1 y 50 Bq g⁻¹. Las evaluaciones de dosis resultantes se han realizado teniendo en cuenta hipótesis conservadoras, en este estudio se han realizado considerando las incertidumbres incluyendo las posibles variaciones debidas a factores climáticos y otros parámetros utilizados en los modelos de evaluación.

Conclusiones

En primer lugar se debe destacar que los resultados obtenidos en este estudio se encuentran en el mismo orden de magnitud que los calculados en otros estudios similares, incluso habiendo utilizado hipótesis de partida diferentes, modelos distintos e incluso características distintas de los vertederos. En el caso de los vertederos de residuos peligrosos el escenario de exposición limitante fue el de los trabajadores mientras que en el de los vertederos de residuos no peligrosos el escenario residencial del público fue el que limitó las cantidades que pudieran gestionarse de este modo. Se tuvieron en cuenta las incertidumbres de los resultados introduciendo distribuciones en varios de los parámetros incluidos en la modelización. De este modo se cubrieron las variaciones climáticas existentes en España, teniendo en cuenta tasas de precipitación extremas tanto en climas húmedos como semiáridos. Sin embargo en todos los análisis la vía de exposición limitante fue la exposición externa, por lo que otros parámetros como las densidades de la cobertera o del residuo resultan ser más importantes en los resultados. Se consideró por ello que los resultados obtenidos tendrían validez en todas las posibles variaciones en España.

Bibliografía

- [1] Real Decreto 952/1997, de 20 de junio, por el que se modifica el Reglamento para la ejecución de la Ley 20/1986, de 14 de mayo, Básica de Residuos Tóxicos y Peligrosos, aprobado mediante Real Decreto 833/1988, de 20 de julio.
- [2] Real Decreto 1439/2010, de 5 de noviembre, por el que se modifica el Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes, aprobado por Real Decreto 783/2001, de 6 de julio.
- [3] Instrucción IS-33, de 21 de diciembre de 2011, del Consejo de Seguridad Nuclear, sobre criterios radiológicos para la protección frente a la exposición a la radiación natural. CSN. Jueves 26 de enero de 2012.
- [4] International Atomic Energy Agency. IAEA Safety Standards Series. Application of the Concepts of Exclusion, Exemption and Clearance. IAEA 2004
- [5] European Commission. Proposal for a COUNCIL DIRECTIVE laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation. Brussels, 30.5.2012.

ESTUDIO SOBRE LOS NIVELES DE ACTIVIDAD DE RADIONÚCLIDOS EN PRODUCTOS SÓLIDOS DE PLANTAS DE POTABILIZACIÓN DE AGUAS CATALANAS

Montaña M¹, Camacho A¹, Céspedes R², Devesa R², Serrano I¹, Duch MA¹ y Vallés I¹

¹Institut de Tècniques Energètiques. Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona.

²Aigües de Barcelona, AGBAR. Laboratory. Barcelona.

Correspondencia: montse.montana@upc.edu

Palabras clave: NORM, tratamiento de aguas, fangos, impacto radiológico.

Introducción y objetivos

El RD 1439/2010 [1], modificación del Reglamento sobre Protección Sanitaria contra las Radiaciones Ionizantes (RD 783/2001), incluye la protección frente a la radiación natural y obliga a estudiar el impacto de la radiación natural en los lugares de trabajo. En este sentido, el CSN ha publicado recientemente la instrucción IS-33 [2] y la guía GS-11.2 [3] referidas a las industrias NORM (acrónimo de Natural Occuring Radioactive Material), que bien por la actividad de los radioisótopos naturales en las materias primas utilizadas, bien porque se producen concentraciones de dichos radionúclidos en el proceso industrial, suponen un incremento de exposición. Las plantas de potabilización de aguas son una de las industrias susceptibles de generar este tipo de residuos, ya que durante los procesos habituales de tratamiento y potabilización de las aguas, los isótopos radiactivos se distribuyen en las diferentes etapas de los ciclos de tratamiento y finalmente en los subproductos sólidos producidos (fangos), donde puede concentrarse un porcentaje elevado de los isótopos radiactivos tanto de origen natural como artificial. En este trabajo se presentan los resultados de radiactividad en los fangos obtenidos en parte del proceso de tratamiento de 2 plantas potabilizadoras de Cataluña en las que se trata agua procedente de los ríos Ter y Llobregat. También se ha valorado el impacto radiológico de los fangos generados en estas plantas cuando se utilizan como materia prima para la producción de materiales para la construcción. Para la valoración del impacto radiológico se ha consultado la guía RP-112 [4] sobre radiactividad natural en materiales de construcción, en la que se definen unos índices de peligrosidad a nivel externo (I_g) e interno (I_a). El índice de peligrosidad a nivel externo está basado en el exceso de dosis gamma respecto al exterior y el índice de peligrosidad a nivel interno está basado en la determinación de la exhalación de radón y fracción de emanación que dependen del contenido en Radio del material entre otros parámetros.

Material y métodos

En el período 2007-2009 dentro del proyecto SOSTAQUA, en la ETAP-1 y ETAP-2 se realizaron 6 campañas de muestreo. Se determinaron los índices alfa y beta total en las muestras mediante detectores proporcionales y se realizaron análisis de espectrometría gamma utilizando detectores semiconductores de Germanio. Para la determinación de los emisores gamma, las muestras fueron precintadas en envases de polietileno previamente calibrados y se midieron a partir de los 20 días para que los descendientes del Ra-226 alcanzaran el equilibrio, por lo tanto los radionúclidos artificiales de vida corta (I-131, Tc-99m) quedan fuera del estudio.

Resultados y discusión

En las muestras analizadas se detectaron los rangos de actividades (en Bq/kg) que se presentan entre paréntesis de los radionúclidos naturales Be-7 (28-269) y K-40 (430-773) así como descendientes de las series del U-238 (Th-234: 20-103; Pb-214: 21-35; Bi-214: 17-36; Pb-210: 4,5-129) y Th-232 (Ac-228: 32-50; Pb-212: 29-53; Bi-212: 34-65; Tl-208: 8,9-18,4). También se detectó el radionúclido artificial Cs-137 (1,2-9,1). Normalmente, las actividades más elevadas son debidas a los isótopos naturales K-40 y Be-7. El Be-7 se incorpora por deposición atmosférica. En general, los valores de actividad de Pb-210 son superiores a los de los otros miembros de la familia del U-238, lo que podría implicar que hay una aportación extra de este radionúclido probablemente también por deposición atmosférica igual que en el caso del Be-7. Los índices internos I_a y los externos I_g obtenidos han sido inferiores a los límites establecidos (I_a<1, I_g<0,5), y por lo tanto los fangos procedentes de dichas plantas podrían ser utilizados como materia prima para la construcción.

Conclusiones

Las actividades de los radionúclidos detectados fueron similares a las obtenidas en muestras de suelos mundiales. Dichas actividades son muy inferiores a los valores de concentración de actividad de exención recogidos en la GS-11.2. Respecto a la valoración del impacto radiológico en los fangos de las plantas estudiadas, los índices internos I_a y los externos I_g, son inferiores al límite establecido, por lo tanto estos podrían ser reutilizados como materia prima para la construcción.

Agradecimientos: La realización del presente trabajo ha sido posible gracias a la financiación obtenida del Ministerio de Educación y Ciencia a través del proyecto SOSTAQUA (CEN2007-1039) liderado por Aguas de Barcelona y financiado por el CDTI (Centro para el desarrollo Industrial y Tecnológico) en el marco del proyecto Ingenio 2010 dentro de la convocatoria CENIT.

Bibliografía

- [1] Real Decreto 1439/2010, de 5 de noviembre, por el que se modifica el Reglamento sobre Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes, aprobado por el Real Decreto 783/2001 de 6 de julio.
- [2] Instrucción IS-33, de 21 de diciembre de 2011, del Consejo de Seguridad Nuclear, sobre criterios radiológicos para la protección frente a la exposición a la radiación natural.
- [3] Guía de Seguridad 11.2, de 18 de Enero de 2012, del Consejo de Seguridad Nuclear, sobre control de la exposición a fuentes naturales de radiación.
- [4] Radiation Protection 112. 1999. Radiological Protection Principles concerning the Natural Radioactivity of Building Materials. European Commission.

EVALUACIÓN DEL IMPACTO RADIOLÓGICO DE LA SOLDADURA POR ARCO CON CONSUMIBLES DE RUTILO

Rozas Guinea S¹, Herranz Soler M¹, Pérez Marín C², Idoeta Hernandorena R¹, Alegría Gutiérrez N¹,
Núñez-Lagos Roglá R² y Legarda Ibáñez F¹

¹Departamento de Ingeniería Nuclear y Mecánica de Fluidos. ETSI de Bilbao. Universidad del País Vasco UPV/EHU. Bilbao.

²Departamento de Física Teórica, Facultad de Ciencias, Universidad de Zaragoza. Zaragoza.
Correspondencia: saroa.rozas@ehu.es

Palabras clave: Soldadura, electrodos, rutilo, NORM, dosis.

Introducción y objetivos

Los procesos de soldadura por arco usando electrodos revestidos e hilo son los más comunes actualmente en España. De hecho, millones de electrodos revestidos y kilómetros de hilo son consumidos anualmente. De estos consumibles para soldadura, aquellos que contienen rutilo, bien en el recubrimiento del electrodo o en el relleno del hilo tubular, son los más empleados y también los más radiactivos, ya que el rutilo es un mineral que contiene trazas de radionucleidos naturales, y por tanto, es considerado Normal Occurring Radioactive Material (NORM). A medida que estos electrodos e hilo se consumen, pequeñas partículas, aerosoles y gases se emiten a la atmósfera de trabajo, pudiendo ser inhalados por el soldador. Por ello, y también de acuerdo al marco normativo actual y al trabajo realizado previamente por el equipo autor sobre el impacto radiológico del proceso de fabricación y almacenamiento de electrodos revestidos de rutilo [1], se han establecido los siguientes tres objetivos:

1. Calcular la dosis interna por inhalación durante los dos tipos de soldadura: una con electrodos revestidos y la otra con hilo.
2. Calcular la dosis externa debida a la deposición de partículas en el entorno de trabajo, la escoria y la inmersión del soldador en la nube de humo.
3. Evaluar el impacto radiológico.

Material y métodos

Para poder alcanzar los objetivos definidos, han sido necesarios los siguientes materiales:

1. Electrodos revestidos de dos marcas distintas e hilo tubular de rutilo, para poder realizar las soldaduras.
2. Un equipo de muestreo compuesto por: una bomba de aspiración, una boquilla y dos captadores (un cartucho de carbón activo y un filtro de fibra de vidrio), instalados dentro de la boquilla de forma secuencial para retener el material que se emite a la atmósfera y el soldador inhala. Para recolectar las partículas depositadas, se fijaron adhesivos sobre las manos del soldador.
3. Equipos para espectrometría gamma, espectrometría alfa y contaje beta, que determinen el contenido radiactivo de las muestras tomadas.
4. El software DCAL, para obtener los coeficientes de dosis efectiva para irradiación interna ($e(50)$) y los coeficientes de dosis para exposición externa, necesarios en el cálculo de dosis.

Por lo tanto, el método llevado a cabo ha consistido en simular tres procesos de soldadura, dos con electrodos revestidos de rutilo de distintas marcas y uno con hilo tubular de rutilo, para muestrear el aire que el soldador inhala y recolectar tanto las partículas depositadas en el entorno de trabajo como la escoria producida. A continuación, se han realizado medidas inmediatas por espectrometría gamma y tras éstas, los filtros se han disuelto y los procesos de separación de U, Th, Ra, Pb y Po han sido llevados a cabo para poder realizar los análisis por espectrometría alfa y contaje beta. Con los valores de actividad específica obtenidos y también por medio de DCAL, se han hallado los valores de dosis y comprobado si superan o no el límite de dosis establecido para miembros del público, 1 mSv a-1.

Resultados y discusión

Tal y como recomienda la Metodología para la evaluación del impacto radiológico de las industrias NORM del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) [2], para el rutilo se ha de considerar la absorción pulmonar de tipo lenta, al ser resistente a la mayoría de formas de ataque químico, y para trabajadores un Diámetro Aerodinámico Medio de Actividad (AMAD) de 5 μm . En estas condiciones, y para una exposición de 1700 h a-1, a partir de la actividad determinada experimentalmente en el aire inhalado por el soldador, se han obtenido los siguientes valores de dosis interna:

	Electrodo revestido de rutilo 1	Electrodo revestido de rutilo 2	Hilo tubular de rutilo
Dosis efectiva comprometida, E(50), mSv	0.80	0.83	0.79

En las partículas depositadas en los adhesivos, en cambio, no se ha medido actividad por encima del Límite de Detección (LID), y en la primera medida cualitativa de la escoria sólo se ha detectado 226Ra y 40K. Teniendo en cuenta además, que la soldadura con hilo tubular no produce escoria y que la soldadura con electrodos revestidos origina por electrodo tan sólo un 30% de su masa, ésta se puede despreciar en el cálculo de dosis. Igualmente, la tercera componente de dosis externa, inmersión del soldador en la nube de humo, ha resultado completamente despreciable, siendo la dosis de 25 a 50 pSv a-1, según el caso.

Conclusiones

La dosis que el soldador recibe durante los procesos de soldadura con electrodos revestidos e hilo tubular de rutilo es fundamentalmente interna y no varía sustancialmente con el consumible. Ésta no sobrepasa el límite de dosis establecido para miembros del público, de 1 mSv a-1, en ningún caso, a pesar de que se ha simulado el peor escenario posible: la soldadura sin ventilación forzada, el soldador sin protección y la exposición de 1700 h a-1; por lo que es de esperar que en condiciones reales ésta sea considerablemente menor. A la vista de estos resultados, se está realizando un nuevo proyecto en el que se pretende desarrollar un modelo teórico que permita, en cualquier situación, determinar la actividad específica del aire a partir, únicamente, de las medidas gamma inmediatas, permitiendo así reducir costes y tiempo de medida y hallar valores de actividad de los radionucleidos en el momento exacto que son inhalados.

Bibliografía

- [1] Herranz M, Rozas S, Pérez C, Idoeta R, Núñez – Lagos R and Legarda F 2013 Effective dose in the manufacturing process of rutilo covered welding electrodes J. Radiol. Prot. 33 213-226
- [2] Consejo de Seguridad Nuclear 2012 Metodología para la evaluación del impacto radiológico de las industrias NORM Disponible en http://www.csn.es/images/stories/actualidad_datos/comentarios_normativa/normativa_2012/gua_norm_bo_rrador1.pdf (a 15 de febrero 2013).

RADIONUCLEÍDOS EN SEDIMENTOS Y BIOTA DE LA ORILLA SUR DEL ESTUARIO Y DEL TRAMO INICIAL DEL RIO TEJO (es.TAJO)

Corisco JAG, Portugal LM y Almeida SM

Instituto Superior Técnico, Campus Tecnológico e Nuclear. Sacavém. Portugal.
Correspondencia: corisco@ctn.ist.utl.pt

Palabras clave: Radionucleídos, *Ruditapes philippinarum*, *Zostera noltii*.

Introducción y objetivos

El estuario del río Tejo es muy extenso, con un área de aproximadamente 200 km². La bahía interior, con una longitud de unos 25 km y aproximadamente 16 km de ancho, se comunica con un estrecho canal que se extiende hacia el norte, por donde el efecto de las mareas oceánicas se extiende hacia donde el río encuentra la ciudad de Santarém. Durante un largo periodo entre las décadas de 1910 y 1990, estuvo funcionando en la ciudad de Barreiro, a la orilla sur de la bahía, un complejo industrial para la producción de fosfatos, donde la fosforita del norte de África usada como materia prima, tenía importantes concentraciones de radionucleídos de las familias naturales, que por ese motivo pasaban a incorporarse al fosfoyeso resultante del procesamiento ácido de la fosforita (1). A consecuencia de los vertidos de ese material a la orilla del estuario, se habrán producido fugas por efecto de arrastre con la lluvia y dispersión de plumas por efecto de los vientos (1-2), midiéndose actividades superiores al fondo natural en agua, materiales en suspensión y sedimentos. Cabe verificar en la actualidad, el estado radiológico del estuario, destacándose la importancia de la orilla sur entre Barreiro y Alcochete donde desde comienzos de la década de 2000, se desarrolla una intensa actividad recolectora ilegal de moluscos bivalvos para consumo humano, tras la introducción accidental de la especie invasora *Ruditapes philippinarum* (almeja japonesa).

Material y métodos

Junto al pueblo de Samouco, cercano al local de la antigua planta de fosfatos en Barreiro y en terrenos estuarinos alternadamente sumergidos por las mareas, se muestrearon sedimentos de la capa superficial por arrastre con cogedor cónico de Berthois, almejas *R. philippinarum* recogidas por un pescador local y hierbas marinas *Zostera noltii* recogidas a mano. Se eligieron otros dos puntos más para muestreo de sedimentos, en Sitio das Hortas, en las cercanías de la reserva natural, y en el tramo inicial del río, a la orilla del pueblo de Valada donde todavía se extienden las mareas oceánicas. El producto seco de las muestras procesadas en laboratorio, se analizó por espectrometría gamma en HPGe, asegurándose que todos los descendientes de las familias naturales estarían en equilibrio secular.

Resultados y discusión

Los datos preliminares demuestran una tendencia para que las concentraciones de radionucleídos naturales en sedimentos superficiales cerca del pueblo de Samouco, en la orilla sur de la bahía estuarina del Tejo, sean inferiores a las que se miden aguas arriba, en un tramo del río cerca del pueblo de Valada (Figura 1).

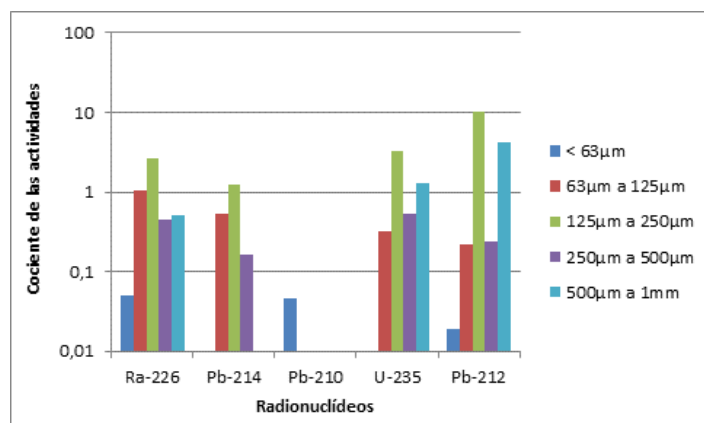


Figura 1. Cociente de las concentraciones de radionucleídos naturales detectados en sedimentos de Samouco (estuario) e Valada (río). Cociente <1 significa que la concentración (Bq g⁻¹) en Samouco es menor de la que se mide en Valada.

En los tejidos blandos de *R. philippinarum* de Samouco se identificaron varios radionucleídos naturales no detectables o de menor concentración en los sedimentos finos (diámetro < 63µm) de la misma zona (Tabla 1).

	Sedimentos <63µm		<i>R. philippinarum</i>		CC	u(CC)
	C	u(C)	C	u(C)		
²³⁴ Th	8,53E-02	3,01E-02	1,40E-01	4,39E-02	1,64E+00	7,75E-01
^{234m} Pa	nd	-	1,42E+00	9,21E-01	-	-
²²⁶ Ra	nd	-	2,00E-01	3,66E-02	-	-
²¹⁴ Pb	nd	-	4,43E-02	1,31E-02	-	-
²¹⁴ Bi	nd	-	5,79E-01	1,16E-01	-	-
²³⁵ U	nd	-	9,33E-03	1,71E-03	-	-
²²⁸ Ac	nd	-	7,52E-02	2,72E-02	-	-
²¹² Pb	1,62E-02	1,07E-02	3,71E-02	7,21E-03	2,28E+00	1,57E+00
²¹² Bi	8,73E-01	3,68E-01	1,41E+00	6,08E-01	1,61E+00	9,73E-01
⁴⁰ K	8,41E-01	1,96E-01	3,31E-01	2,75E-01	3,94E-01	3,40E-01

Tabla 1. Concentración de radionucleídos en sedimentos superficiales y almejas *R. philippinarum* del estuario del Tejo en Samouco (C-concentración en Bq g⁻¹, seco; u (C)-incertidumbre de C; CC- cociente de concentraciones *R. philippinarum*/sedimentos ; u(CC)- incertidumbre de CC; nd –no detectado).

Bibliografía

- [1] Carvalho, FP. ²¹⁰Pb and ²¹⁰Po in sediments and suspended matter in the Tagus estuary, Portugal. Local enhancement of natural levels by wastes from phosphate ore processing industry. *Sci Total Environ.* 1995; 159: 201-214.
- [2] Carvalho, Distribution, cycling and mean residence time of ²²⁶Ra, ²¹⁰Pb and ²¹⁰Po in the Tagus estuary. *Sci Total Environ.* 1997; 196: 151-161.

^{210}Po EN ENGRAULIS ENCRASILOCUS EN EL NORTE DE LA COMUNIDAD VALENCIANA

Delgado Belmar V, Cámara García T y Ferrero Calabuig JL

Laboratorio de Radiactividad Ambiental de la Universidad de Valencia. Burjassot. Valencia.

Correspondencia: jose.ferrero@uv.es

Palabras clave: Radiación natural, Radón, Polonio.

Introducción y objetivos

Dentro del ámbito de la radiación natural, uno de los radionucleidos más estudiados actualmente es el radón y sus descendientes. Las dosis debidas a este radionucleido son de las más altas y peligrosas, ya que no solo en las zonas donde hay radón éste es inhalado por la población sino que además ésta ingiere sus descendientes vía alimenticia, lo que contribuye a una tasa de dosis mayor. El objetivo de este trabajo es el estudio de las concentraciones de ^{210}Po en anchoa (*Engraulis encrasicolus*) en una zona con una laguna costera con elevada concentración de ^{222}Rn .

Material y métodos

La determinación de Radón en muestras de agua se ha llevado a cabo mediante centelleo líquido utilizando un cóctel extractor específico (Radonex) que hace que las muestras no precisen ningún tratamiento químico preliminar. Las muestras de pescado fueron recolectadas en la zona norte de la comunidad valenciana a partir de Marzo del 2012. Se pesaron y secaron a 60°C hasta peso constante y posteriormente se trituraron. Las muestras fueron digeridas en medio ácido con HNO_3 , en presencia de un trazador de ^{208}Po . Una vez digeridas se cambian de medio a HCl , que permite la deposición espontánea del Polonio en discos de plata que son posteriormente medidos por espectrometría alfa. La relación entre los picos de ^{210}Po y ^{208}Po fue utilizada para medir la cantidad de ^{210}Po en las muestras.

Resultados y discusión

Las cantidades de radón en agua en la laguna estudiada se encuentran alrededor de los 790 Bq/m^3 . Este hecho nos llevó a pensar que el radón podría estar actuando de emisario submarino de sus descendientes desde la laguna hasta el mar y las especies marinas. La búsqueda de los descendientes de radón en el agua de mar no dio resultados elevados, sin embargo, se encontraron altas concentraciones de ^{210}Po en algunos pescados de la zona, como las anchoas, variando entre los 150 y los 400 mBq/g de muestra seca.

Conclusiones

A pesar de que el radón y sus descendientes no se acumulan en el agua del mar sí que se produce una acumulación de éstos en los organismos vivos. Por lo que podemos concluir que existe un incremento en la tasa de dosis de los habitantes de la zona por consumo de pescados.

Bibliografía

- [1] Galán López, M et al, A simple method for ^{210}Pb determination in geological samples by liquid scintillation counting, JRNCD; 2004, Volume 261, Issue 3, Pages 631-636.
- [2] F. Henricsson, Aspects on the analysis of ^{210}Po , Journal of Environmental Radioactivity, 2011, 102, 415-419.
- [3] M.S. Al-Marsri, ^{210}Po and ^{210}Pb concentrations in fish consumed in Syria, Journal of Environmental Radioactivity, 2000, 49, 345-352.

ÁREA 8

SITUACIONES DE EXPOSICIÓN PLANIFICADA

ÍNDICE DE TRABAJOS DEL ÁREA 8

001. Base de datos para el registro de vigilancias radiológicas en las instalaciones radiactivas del CIEMAT.

Márquez Fernández JL, Carroza García JA, Pérez-Cejuela P, Vico Ocón A y Álvarez García A.

002. Vigilancia radiológica de los trabajadores expuestos durante las actividades de movimiento de tierras del area del Montecillo del CIEMAT.

Ortiz MT, Alvarez A, Garcia EI, Díaz P y Quiñones J.

003. Vigilancia radiológica durante la última fase del desmantelamiento de la instalación IN-04 del CIEMAT.

Vico AM, Sáez JC, Yagüe L, Torre J, Pérez-Cejuela P, Martín L, Álvarez A y Quiñones J.

004. Veinte años de actividad del servicio de protección radiológica del centro de almacenamiento de el Cabril.

Fuentes L, Pinilla JL y Ortiz MT.

005.V igilancia radiológica de la instalación radiactiva IR-33 del CIEMAT (Laboratorio de Patrones Neutrónicos).

Pérez-Cejuela P, Márquez JL, Méndez R, Casado P, Embid M, Álvarez A y Quiñones J.

006. Uso del musgo y líquen como organismos indicadores de la radiactividad en el aire.

Gascó C, Sanz MB, Fernández EM, Caro JA, Trinidad JA y Suárez JA.

007. Comparativa de un análisis determinista y probabilista del impacto radiológico en una central nuclear PHWR.

Mora JC, López FO, Amado V y Robles B.

008. Evaluación de los resultados radiológicos ambientales en un servicio de irradiación biológica experimental.

Macías Domínguez MT, Barros C, Hernández D, Pina Zapardiel R.

009. Armonización de prácticas de control radiológico en CCNNEE.Armonización en CCNNEE de la aplicación de la instrucción IS-31.CSN.

Fernández Benítez B, Garcerán Ortiz MA. Gonzalez Vega A, Pardo Benavente JM, Propin Recio A y Rivas Goset A.

BASE DE DATOS PARA EL REGISTRO DE VIGILANCIAS RADIOLÓGICAS EN LAS INSTALACIONES RADIATIVAS DEL CIEMAT

Márquez Fernández JL, Carroza García JA, Pérez-Cejuela P, Vico Ocón A y Álvarez García A

CIEMAT/Subdir. General de Seguridad y Mejora de las Instalaciones. Madrid
Correspondencia: joseluis.marquez@ciemat.es

Palabras clave: Vigilancia y control radiológico, instalación radiactiva.

Introducción y objetivos

En el CIEMAT existen 21 Instalaciones Radiactivas en las que de acuerdo con el Manual de Protección Radiológica deben considerarse riesgos de irradiación y/o de contaminación. El Servicio de Protección Radiológica en función de este riesgo establece la clasificación y señalización de zonas y un plan de vigilancia que incluye el tipo de medida radiológica y su periodicidad. La información derivada de esta vigilancia es necesario registrarla y almacenarla adecuadamente. Por ello, se ha realizado el diseño de una aplicación que permite a los técnicos expertos anotar sus medidas y a la vez consultar los registros de las tareas de vigilancia radiológica realizadas.

Material y métodos

La aplicación informática ha sido desarrollada en entorno Web, con la finalidad de ser accesible desde cualquier punto informático a disposición del Servicio de Protección Radiológica. Respecto a los datos introducidos, estos son almacenados en SQL SERVER 2012 (Sistema Gestor de Bases de Datos centralizado). La generación de los informes se ha desarrollado bajo la herramienta Crystal Report y todo ello bajo el entorno de desarrollo de Visual Studio 2010. La potencia de esta herramienta de desarrollo permite adaptar o aportar nuevas variaciones en los formatos de los informes que genera la aplicación y en la propia arquitectura de las interfaces creadas, según las necesidades establecidas por el SPR.

Resultados y discusión

El técnico experto de PR es el responsable de realizar la vigilancia radiológica en las IIRR. Una vez obtenidos los resultados de los parámetros radiológicos el técnico experto desde un puesto informático se identifica mediante su matrícula y accede a la aplicación de la base de datos para introducir los resultados de las medidas radiológicas, la fecha del control, el modelo de los equipos utilizados en las determinaciones y las observaciones pertinentes.

La aplicación informática contempla todos aquellos registros de las medidas de los niveles de radiación y de contaminación superficial y ambiental, además de la descripción del área (planos de la instalación) o componente controlado (puntos de interés, áreas de trabajo, zonas de tránsito, fuentes y materiales). También se incluyen los datos radiológicos referentes a la vigilancia radiológica del personal de las Instalaciones Radiactivas y la petición de análisis de muestras al Laboratorio de Medidas de Protección Radiológica (LMPR). La aplicación informática consta de distintas pantallas que son utilizadas para insertar y modificar la entrada de datos radiológicos y el registro de los mismos en la base de datos centralizados. Al finalizar la introducción o modificación de datos, el personal responsable del SPR supervisa los datos radiológicos introducidos y a continuación se generan los informes correspondientes que serán archivados.

El menú de la aplicación de la base de datos consta de los siguientes subapartados:

- “Vigilancia Radiológica”
- “Control Radiológico de Materiales”
- “Vigilancia Radiológica del Personal”
- “Control de la Hermeticidad de Fuentes”
- “Petición de Análisis de Muestras al LMPR”

Conclusiones

El desarrollo de la aplicación para el registro de la vigilancia radiológica de las IIRR ha sido estructurado atendiendo a las necesidades del Servicio de Protección Radiológica. Mediante la creación de esta aplicación informática se logra disponer de un histórico de todos los datos radiológicos de forma centralizada y el registro de los informes que se generan para cada Instalación Radiactiva.

Bibliografía

Manual de Protección Radiológica del CIEMAT.

VIGILANCIA RADIOLÓGICA DE LOS TRABAJADORES EXPUESTOS DURANTE LAS ACTIVIDADES DE MOVIMIENTO DE TIERRAS DEL AREA DEL MONTECILLO DEL CIEMAT

Ortiz MT¹, Alvarez A², Garcia E¹, Díaz P³ y Quiñones J²

¹ENRESA/ Departamento Seguridad-UTPR. Madrid.

²CIEMAT. Madrid.

³Iberdrola Ingeniería y Construcción, Área de PR, Gestión de Residuos y Desmantelamiento.Madrid.

Correspondencia: joseluis.marquez@ciemat.es

Palabras clave: Protección Radiológica, ALARA, Dosis interna

Introducción

Dentro de las actuaciones del proyecto PIMIC del CIEMAT realizadas por ENRESA, en el año 2012 se acometió la excavación y posterior movimiento de tierras en el área denominada “montecillo” en la que, en el pasado, se habían depositado estériles de minería del uranio. La vigilancia radiológica de esta obra fue realizada por la UTPR de ENRESA en coordinación con el SPR del CIEMAT. Antes del inicio de la obra se realizó un estudio ALARA con objeto de establecer los criterios radiológicos para garantizar el cumplimiento de los Manuales de Protección Radiológica (de PIMIC-Desmantelamiento y de CIEMAT). Uno de los objetivos de este estudio era limitar las dosis recibidas por los trabajadores expuestos y por el público (en este caso los trabajadores del CIEMAT de los edificios próximos a la obra) estableciendo los criterios de optimización y protección adecuados. Además se realizó una evaluación teórica de las dosis por inhalación que los trabajadores hubieran recibido si no se hubieran establecido las medidas de protección del estudio ALARA.

Material y métodos

Estimación de dosis y estudio ALARA: De acuerdo con el estudio de caracterización de la zona, las tierras del montecillo contenían restos de estériles de minería del Uranio con una concentración de actividad máxima de 6,5 Bq·g⁻¹ de 226Ra.

En el estudio ALARA realizado se contempla la clasificación radiológica del personal y de las áreas de trabajo así como el control radiológico del material retirado. Además se identificaron los riesgos radiológicos, fundamentalmente debidos a la generación de polvo durante el movimiento de tierras (riesgo de contaminación externa e interna) y se establecieron una serie de medidas contra la contaminación ambiental y personal (empleo de equipos de protección respiratoria y reducción de la dispersión de material). Con objeto de establecer las dosis máximas por inhalación que podrían recibir por los trabajadores en las condiciones más desfavorables, se realizó una evaluación dosimétrica teórica suponiendo conservadoramente que la concentración de actividad de los radionucleidos naturales era la máxima de las determinadas experimentalmente en el área considerada (6,5 Bq·g⁻¹ de 226Ra), que el factor de resuspensión correspondía a actividades humanas en un ambiente extremadamente seco (104 µg·m⁻³) y que los trabajadores no llevaban protección respiratoria. En la práctica, estas hipótesis no son las reales ya que de acuerdo con el estudio ALARA los medios de reducción de dosis interna debían incluir la anulación del riesgo de inhalación de polvo mediante la utilización obligatoria de protección respiratoria. Además tampoco las concentraciones de actividad iban a ser siempre las máximas, debido a los sistemas de ventilación instalados, ni la resuspensión era la real de la obra, ya que se utilizaron nebulizadores para mitigarla. Asimismo se realizó una estimación de la dosis por irradiación externa, teniendo en cuenta las tasas de dosis medidas, la estimación de la duración de los trabajos y el número de trabajadores implicados. La dosis colectiva estimada fue de 1,37 mSv.p.

Medidas de protección radiológica operacional:

Para la ejecución de los trabajos se establecieron las medidas siguientes.

- Todos los trabajadores fueron clasificados como trabajadores expuestos de categoría A.
- Para todos los trabajadores directamente relacionados con la retirada de materiales se estableció, de acuerdo con el Servicio de Dosimetría Personal del CIEMAT, el uso de dosimetría externa oficial y de lectura directa; control de la contaminación interna en Contador de Radiactividad Corporal y por bioanálisis (uranio y torio en orina).
- Para los trabajadores relacionados con trabajos auxiliares (topografía, georradar, etc) control de dosis externa por dosimetría oficial y uso de dosímetro de lectura directa.

Asimismo se estableció el uso de vestuario de protección personal y protección respiratoria, siendo controlados todos los trabajos durante su ejecución así como la salida del personal de las zonas de trabajo y se implantaron confinamientos para evitar la dispersión del material.

Resultados y discusión

De acuerdo con los resultados obtenidos por la UTPR correspondiente a los parámetros radiológicos establecidos en el estudio ALARA, no se han detectado contaminaciones superficiales ni ambientales en el interior de la carpa utilizada para el acopio de material. La dosis operacional al cierre del Permiso de Trabajo con Radiaciones fue de 1,21 mSv.p (muy inferior al objetivo de dosis establecido en el estudio ALARA). En cuanto a las dosis internas se han calculado asumiendo las hipótesis más conservadoras en cuanto a resuspensión, tamaño de partícula y concentración de actividad de las tierras. En cuanto a la solubilidad pulmonar, los coeficientes utilizados son los de menor solubilidad de acuerdo con los estudios experimentales realizados (1). Las dosis calculadas en la primera evaluación dosimétrica teórica realizada suponiendo 60 días de duración de la obra y de la excavación corresponderían a 1,35 mSv para cada trabajador expuesto. La duración real de la excavación ha sido de 99 días y la dosis correspondiente para cada trabajador expuesto sería 2,23 mSv. En este cálculo no se tuvo en cuenta el uso de protección respiratoria. Por tanto no se han recibido en la práctica, ya que todos los trabajadores expuestos, de acuerdo con el estudio ALARA realizado, han trabajado provistos de los correspondientes equipos de protección respiratoria.

Conclusiones

Los datos radiológicos obtenidos por la UTPR de ENRESA durante la excavación del denominado “montecillo” indican que no se han producido contaminaciones externas ni ambientales. En cuanto a las dosis personales se han cumplido los objetivos de dosis externa establecidos en el estudio ALARA y no se han producido dosis internas.

Bibliografía

(1) “Estudio sobre asociación química de radionucleidos naturales en un terreno del CIEMAT.”; A. Alvarez, N. Navarro, C. Gascó, MT Crespo; XXXIII Reunión Anual de la Sociedad Nuclear Española, Segovia 2007.

VIGILANCIA RADIOLÓGICA DURANTE LA ÚLTIMA FASE DEL DESMANTELAMIENTO DE LA INSTALACIÓN IN-04 DEL CIEMAT

Vico AM, Sáez JC, Yagüe L, Torre J, Pérez-Cejuela P, Martín L, Álvarez A y Quiñones J

CIEMAT.Madrid.

Correspondencia: anamaria.vico@ciemat.es

Palabras clave: Protección Radiológica, desmantelamiento, isotópico.

Introducción

Las primeras etapas del desmantelamiento de la Instalación IN-04 del CIEMAT "Celdas Calientes Metalúrgicas" se realizaron en la década de los 90. En el año 2008 y con el objetivo final de utilizar el espacio ocupado por la Instalación como área convencional se inició la última etapa del desmantelamiento, que está previsto finalizar a lo largo del año 2013. Durante esta última etapa se han realizado distintas operaciones entre las que cabe destacar la retirada de los diez pocillos de almacenamiento de combustible irradiado. El SPR tiene establecido desde el inicio de estas operaciones un programa de vigilancia radiológica de los trabajadores que incluye el uso de dosimetría externa oficial y de lectura directa, y el control de la contaminación interna (medidas directas e indirectas), además de una vigilancia diaria tanto de la contaminación ambiental como de la contaminación externa. Una vez finalizadas las operaciones de descontaminación y desmantelamiento, se tiene previsto abordar la caracterización final de la instalación y la desclasificación del material generado como desclasificable. Como primera etapa de estos procesos se ha elaborado un isotópico-tipo a partir de los resultados analíticos de muestras operacionales tomadas desde el inicio de esta última etapa del desmantelamiento.

Material y métodos

El desmantelamiento de los pocillos de almacenamiento se llevó a cabo en recintos confinados con extracción del aire durante el picado manual del hormigón que rodeaba los pocillos. La retirada de los pocillos se realizó liberando para su completa extracción el hormigón del entorno de las tuberías de desagüe en el sótano de la instalación. Cada pocillo una vez liberado se trasladó a otro recinto confinado donde se acondicionó para su gestión como residuo radiactivo a la vez que se vaciaba su contenido arenoso en otra unidad de contención. La vigilancia radiológica de la zona controlada establecida incluyó toma de muestras para la vigilancia del ambiente de trabajo analizadas posteriormente mediante espectrometría gamma y la vigilancia de la contaminación superficial y de los niveles de radiación utilizando los equipos MicroCont RADOS, Berthold LB 122 y Bicon MicroSievert. Además de la dosimetría externa, todos los trabajadores han estado sometidos a un programa de contaminación interna (medidas directas e indirectas). Los materiales residuales producidos se clasifican inicialmente en función de una serie de parámetros radiológicos como residuos radiactivos o desclasificables. La gestión final se realiza de acuerdo con el contenido isotópico y los factores de escala correspondientes, que se han establecido a partir de los resultados de distintas medidas espectrométricas en muestras operacionales tomadas durante esta etapa del desmantelamiento. Las muestras fueron analizadas mediante espectrometría gamma (detectores HPGe), mediante espectrometría alfa (detectores PIPs) y mediante espectrometría de centelleo en fase líquida. A partir de estos resultados experimentales se ha identificado el término fuente y el contenido isotópico de los materiales de la instalación y se han calculado los factores de escala que permiten obtener la concentración de actividad de los radionucleidos de difícil medida.

Resultados y discusión

Los resultados de la vigilancia radiológica de los trabajadores indican que la dosis colectiva operacional oficial desde el inicio de las actividades ha sido 0.11 mSv·persona y no se ha registrado ningún caso de contaminación interna. Las contribuciones más importantes de la actividad potencialmente presente en los materiales residuales se deben a ^{137}Cs / ^{137}mBa (59%) y $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ (30%), en menor medida a ^{241}Pu (8%) y a pequeñas contribuciones de ^{60}Co y emisores alfa (^{238}Pu , $^{239+240}\text{Pu}$ y ^{241}Am).

Los materiales que se han generado durante el desmantelamiento de los pocillos han sido escombros, metales de los propios pocillos y arena que los rellenaba. El resultado de la caracterización inicial de esos materiales ha sido: 38m³ de escombros desclasificables, 1.32 m³ de escombros RBBA, y 3m³ de material metálico como RBBA.

Conclusiones

Se ha confirmado el término fuente y el contenido isotópico de los materiales residuales producidos en el Desmantelamiento de IN-04 que permitirá gestionar adecuadamente tanto el material desclasificable como el diseño de la caracterización radiológica final de la instalación previa a su solicitud de clausura. Los datos radiológicos obtenidos por el SPR durante la última fase del desmantelamiento indican que las dosis externas son muy pequeñas y no se han producido dosis internas.

VEINTE AÑOS DE ACTIVIDAD DEL SERVICIO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL CENTRO DE ALMACENAMIENTO DE EL CABRIL

Fuentes L1, Pinilla JL1 y Ortiz MT2

¹ENRESA. Servicio de Protección Radiológica. Hornachuelos. Córdoba.

²ENRESA. Departamento Seguridad-UTPR. Madrid.

Correspondencia: lfuf@enresa.es

Palabras clave: Protección Radiológica, ALARA, residuos radiactivos.

Introducción

El Centro de Almacenamiento de Residuos Radiactivos de Baja y Media Actividad inició su operación en base a la Autorización de Explotación de diciembre de 1992. En esta instalación se acondicionan y almacenan los residuos radiactivos de baja y media actividad generados en la operación y desmantelamiento de las instalaciones nucleares, en las aplicaciones médicas, de investigación e industriales de las radiaciones ionizantes, así como otros residuos radiactivos producidos en incidentes o que pueden aparecer en instalaciones no reguladas. La instalación dispone de una serie de sistemas de acondicionamiento, en función del tipo de residuo, como pueden ser la compactación y la incineración, con lo que se logra una reducción de volumen. Asimismo los residuos son inmovilizados para su almacenamiento en las celdas de almacenamiento, en este proceso se utilizan los residuos líquidos acuosos retirados de las instalaciones radiactivas y los que se generan en la propia operación del centro, con lo que la instalación es de vertido cero. Adicionalmente se cuenta con los sistemas de tratamiento adecuados para los residuos, generados en los incidentes de fusión o procesado de fuentes radiactivas en la industria del metal, de manera que se minimiza el volumen ocupado por los mismos en el centro de almacenamiento. La instalación también dispone de un laboratorio de verificación de la calidad de los residuos que llegan acondicionados por los productores, fundamentalmente de las centrales nucleares. Recientemente se ha iniciado la operación de la denominada instalación de almacenamiento para residuos de muy baja actividad, con requisitos técnicos más sencillos, con lo que se ahorra volumen en la instalación principal. La mayoría de las actividades se realizan a distancia y se gobiernan desde la Sala de Control de manera que se minimizan las dosis recibidas en las diferentes operaciones. La instalación dispone de un Servicio de Protección Radiológica (SPR) debidamente autorizado por el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN).

Métodos

Organización y medios del SPR:

El SPR del C.A. Cabril dispone de un Jefe de Servicio con el correspondiente diploma concedido por el CSN y de un segundo titulado superior (responsable de área) también con diploma. Adicionalmente consta de un encargado de Protección Radiológica (PR) y de los correspondientes operarios de PR. El SPR está dotado de locales para: control de acceso a zonas radiológicas, sala de calibración de equipos de PR, sala de descontaminación, además de los locales administrativos y de almacén. Respecto de los equipos se dispone del sistema de vigilancia de la radiación con equipos fijos de medida de la radiación, contaminación en aire y tomamuestras en continuo para la determinación de tritio y carbono en aire así como de los equipos fijos de medida de la contaminación personal a la salida de las zonas con riesgo de contaminación. Asimismo se dispone de equipos portátiles de medida de la radiación y la contaminación, tomamuestras de aire y del sistema de dosimetría de lectura directa. El SPR dispone de las prendas de protección personal y respiratoria adecuadas para las actividades que se realizan en la instalación. Todas las actividades se realizan de acuerdo con el Manual de Protección Radiológica y los procedimientos asociados.

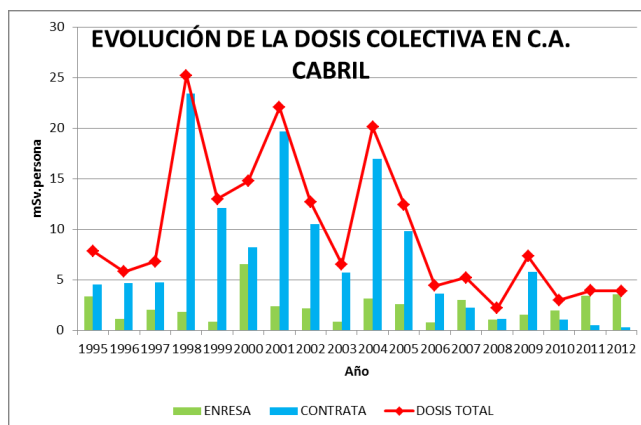
Actividades del SPR:

El SPR realiza todas las actividades que la reglamentación asigna a estos Servicios. En particular se ocupa de:

- Vigilancia: conlleva las acciones de vigilancia radiológica de áreas, locales y personas, las del material radiactivo y la vigilancia de las operaciones que se llevan a cabo (recepción, tratamiento, acondicionamiento, etc.).
- Controles: consisten en la clasificación y señalización de las zonas de trabajo, control de acceso y control del material radiactivo. Así como los controles de los trabajos de acuerdo con lo establecido en los correspondientes Permisos de Trabajo con Radiaciones.
- Estudios: realización de estudios ALARA, cuando las actividades a realizar así lo requieren.
- Control de los efluentes líquidos y gaseosos y realización de los cálculos de dosis al exterior.
- Toma de muestras del Programa Radiológica Ambiental (PVRA).

Resultados y discusión

En estos veinte años las dosis recibidas en la instalación han sido muy bajas, debido fundamentalmente al diseño ALARA de la instalación, que hace que todas las actividades con mayores tasas de dosis se hagan a distancia. La dosis colectiva media anual es de 9,8 mSv.persona con un número de trabajadores expuesto del orden de 200 por año. Los años en los que las dosis colectivas han sido más altas están relacionados con la manipulación de residuos antiguos almacenados en los módulos o con los residuos generados en los incidentes. Las dosis individuales máximas están muy por debajo de los límites de dosis para los trabajadores expuestos.



Todos los controles de contaminación interna por Contador de Radiactividad Corporal han resultado inferiores al nivel de registro para las dosis internas (1 mSv/año). Tampoco se han producido incidentes de contaminación personal externa. Respecto de las dosis al público éstas se mantienen muy bajas e inferiores a los límites fijados en la autorización. Asimismo los resultados del PVRA indican una influencia nula de la instalación en su entorno.

Conclusiones

Durante los veinte años de operación del Centro de Almacenamiento de El Cabril no se ha producido ningún incidente radiológico y las dosis tanto a los trabajadores como al público en general, se mantienen muy bajas e inferiores a los límites de dosis establecidos.

VIGILANCIA RADIOLÓGICA DE LA INSTALACIÓN RADIATIVA IR-33 DEL CIEMAT (LABORATORIO DE PATRONES NEUTRÓNICOS)

Pérez-Cejuela P¹, Márquez JL¹, Méndez R², Casado P¹, Embid M², Álvarez A¹ y Quiñones J¹

¹CIEMAT / Subdirección General de Seguridad y Mejora de las Instalaciones. Madrid.

²CIEMAT / Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes. Madrid.

Correspondencia: pablo.perezcejuela@ciemat.es

Palabras clave: Vigilancia radiológica, neutrones.

Introducción y objetivos

El CIEMAT a través del Laboratorio de Metrología de las Radiaciones Ionizantes, LMRI (según RD 533/1996, BOE nº 77) ha diseñado y construido un Laboratorio de Patrones Neutrónicos (LPN) con el objetivo de disponer a nivel nacional de una instalación que permita la calibración de equipos de medida neutrónica en las magnitudes de tasa de fluencia y tasa de equivalente de dosis ambiental y personal. Este laboratorio dispone de Resolución de funcionamiento (19 de julio de 2012) y constituye la nueva instalación radiativa IR-33 del CIEMAT. La instalación consta de un búnker de irradiación, con paredes de 125 cm de hormigón y dimensiones aproximadas de 8 x 8 x 8 m³ de acuerdo con la norma ISO 8529 y de una sala de control. Dispone de 2 fuentes neutrónicas con las que se calibrarán los equipos de medida neutrónica o se irradiarán detectores y materiales. Se trata de una fuente de 0,215 mg de ²⁵²Cf (5 GBq) con tasa de emisión de 5,4·10⁸ s⁻¹ y de una fuente de ²⁴¹AmBe de 185 GBq que da lugar a tasas de emisión de 1,1·10⁷ s⁻¹, almacenadas en una piscina de agua que actúa como blindaje, y unidas a un sistema de manipulación remota que permite posicionarlas en el centro geométrico del búnker. Además se cuenta con otras 2 fuentes de verificación de ²⁴¹AmBe y de ¹³⁷Cs, ambas de 11,1 GBq, para la verificación de equipos. El funcionamiento de esta nueva instalación ha supuesto para el Servicio de Protección Radiológica, SPR, el diseño de la correspondiente vigilancia radiológica tanto en lo que se refiere a la medida de la tasa de dosis ambiental, como a la vigilancia de las dosis neutrónicas del personal de la instalación. En este trabajo se incluyen los resultados de esta vigilancia radiológica referida tanto a la protección de los trabajadores como del público.

Material y métodos

La evaluación de la tasa de dosis equivalente ambiental H*(10) debida a neutrones se ha realizado utilizando dos tipos de detectores: un monitor neutrónico basado en un detector de BF₃ con moderador cilíndrico de polietileno, modelo Neutron Dose Rate Meter 2202 D, (Studsвик) con una respuesta correcta en el rango de energías de los neutrones térmicos hasta 17 MeV, y otro monitor basado en un detector de ³He con moderador esférico de polietileno, modelo Berthold LB 6411 diseñado según recomendación de ICRP 60. Para la medida de los niveles de radiación debida a fotones gamma los equipos empleados son detectores de ionización gaseosa, HPIC Reuter-Stokes y Thermo Eberline FH40G-10. Estos sistemas de medida se han utilizado tanto para medidas radiológicas en la sala de irradiación como en el perímetro exterior de dicha sala. El cálculo de blindajes de la instalación (recogido en el Estudio de Seguridad) incluye estimaciones de la tasa de dosis total (debida a radiación gamma y a neutrones) en distintos puntos del búnker. También se han realizado estimaciones de tasa de dosis en el entorno de la instalación. Las estimaciones se han realizado con el código Monte Carlo MCNPX, versión 2.7D mediante modelos tridimensionales del búnker y de las áreas adyacentes, ejecutado en el cluster de supercomputación EULER del CIEMAT. La estimación de la dosis neutrónica para el personal de la IR-33 se realiza mediante la combinación de medidas experimentales con dosímetros operacionales tipo semiconductor EPD-N2 (Thermo Fisher Scientific) y una estimación teórica a través de simulaciones Monte Carlo.

Resultados y discusión

Las operaciones de traslado y recepción de fuentes en la IR-33 consistieron en: apertura del contenedor, extracción de las fuentes y colocación de las mismas en su posición de almacenamiento en la piscina. Durante dichas operaciones, el SPR realizó la vigilancia de los niveles de radiación, H*(10), gamma y neutrónica, obteniendo resultados inferiores a los estimados previamente mediante cálculo teórico. El Servicio de Protección Radiológica ha realizado medidas experimentales de tasas de dosis H*(10), gamma y neutrónica con el fin de verificar las estimaciones realizadas en el estudio de seguridad en relación los blindajes internos (agua y tapa de la piscina). Se han realizado medidas de las tasas de dosis en distintos puntos dentro del búnker con todas las fuentes neutrónicas en su posición de almacenamiento y con la tapa de blindaje del almacén de fuentes cerrada y abierta. Se ha comprobado que en zonas accesibles al personal de la IR-33 son inferiores a 0.5 mSv^h-1 (zona de libre acceso) con la tapa cerrada e inferiores a 3 mSv^h-1 (zona vigilada) con la tapa de la piscina retirada.

Esas mismas medidas se han realizado dentro del bunker con la fuente de mayor intensidad en la posición de irradiación comprobándose que los resultados obtenidos son coherentes con las estimaciones realizadas en el estudio de seguridad. Con respecto a la dosimetría del personal de la instalación y ya que las dosis personales no han superado en ningún caso el nivel de registro (0.1 mSv/mes), se ha comprobado el correcto funcionamiento de los dosímetros neutrónicos utilizados realizando medidas experimentales en el interior del búnker.

Conclusiones

El SPR ha realizado la vigilancia radiológica de la IR-33 de acuerdo con su Manual de Protección Radiológica (vigilancia de área y vigilancia individual) comprobándose la correcta señalización de las zonas radiológicas. Los resultados obtenidos durante la vigilancia radiológica efectuada para verificar los blindajes internos de la IR-33 son coherentes con las estimaciones reflejadas en el estudio de seguridad de la instalación.

USO DEL MUSGO Y LÍQUEN COMO ORGANISMOS INDICADORES DE LA RADIATIVIDAD EN EL AIRE

Gascó C, Sanz MB, Fernández EM, Caro JA, Trinidad JA y Suárez JA

CIEMAT. Madrid.

Correspondencia: catalina.gasco@ciemat.es

Palabras clave: Protección Radiológica, publico, Dosis interna.

Introducción

Los líquenes son organismos que surgen de la simbiosis entre un hongo y un alga o cianobacteria. Los líquenes son organismos a las condiciones ambientales adversas y capaces, por tanto, de colonizar muy diversos ecosistemas. La protección frente a la desecación y la radiación solar que aporta el hongo y la capacidad de fotosíntesis del alga confieren al líquen unas características únicas dentro de los seres vivos. El llamado musgo, son plantas no vasculares que presentan un ciclo vital con alternancias de generaciones. Ambas especies se han utilizado como organismos indicadores de la concentración de actividad de los radionucleidos en aire en caso de contaminación radiactiva. Uno de los principales inconvenientes es que al ser un organismo vivo la acumulación de los radionucleidos depende del estado evolutivo, estación del año, y sus factores de crecimiento. Este caso es similar al que plantea el uso del mejillón como organismo indicador de la concentración de los radionucleidos en el agua de mar. Los objetivos de este trabajo son: a) determinar la viabilidad del uso de estos organismos como detectores de la radiactividad del aire dada su alta capacidad de filtración b) optimizar la cantidad necesaria para la determinación de radionucleidos clave artificiales y naturales y c) estudiar el uso de especies artificialmente modificadas para este objetivo. En este trabajo se determina el nivel medio de radionucleidos en el aire tanto de origen natural como artificial y el nivel existente de estos mismos radionucleidos en los líquenes y musgos.

Material y métodos

El muestreo de líquenes y musgo existente en tres tipos de sustrato: roca, suelo y árbol se ha realizado en las inmediaciones de la Comunidad de Madrid. Una vez secados a 100°C son pulverizados y homogeneizados en molino de bolas. Una fracción es calcinada para la realización de los análisis de transuránicos. Siguiendo procedimientos normalizados se ha determinado el 210Po, 210Pb, 239,240Pu y 226Ra en las diversas muestras. Se ha realizado un estudio sobre la concentración media anual de estos radionucleidos en el aire de Madrid para establecer un factor de concentración de los diversos tipos de líquenes.

Resultados y discusión

Los resultados no están completos, presentándose en este trabajo las concentraciones medias en aire para la última década y el resultado de las diversas medidas en la cantidad de muestra seleccionada para los análisis de los radionucleidos en ambas especies.

Conclusiones

Las conclusiones del estudio dependerán del estudio estadísticos que se realice con posterioridad al análisis de resultados. En el caso de ser satisfactoria la optimización de la cantidad de muestra y la capacidad de concentración se recurrirá al uso de las especies genéticamente modificadas.

COMPARATIVA DE UN ANÁLISIS DETERMINISTA Y PROBABILISTA DEL IMPACTO RADIOLÓGICO EN UNA CENTRAL NUCLEAR PHWR

Mora JC¹, López FO², Amado V² y Robles B¹

¹Unidad de Protección Radiológica para el Público y el Medio Ambiente (PRPYMA). CIEMAT. Madrid.

²Gerencia de Apoyo Científico Técnico (GACT) de Estudios Medioambientales. Autoridad Regulatoria Nuclear. Buenos Aires. Argentina.

Correspondencia: jc.mora@ciemat.es

Palabras clave: Incertidumbres, público, calculo probabilista, central nuclear, dosis al exterior.

Introducción y objetivos

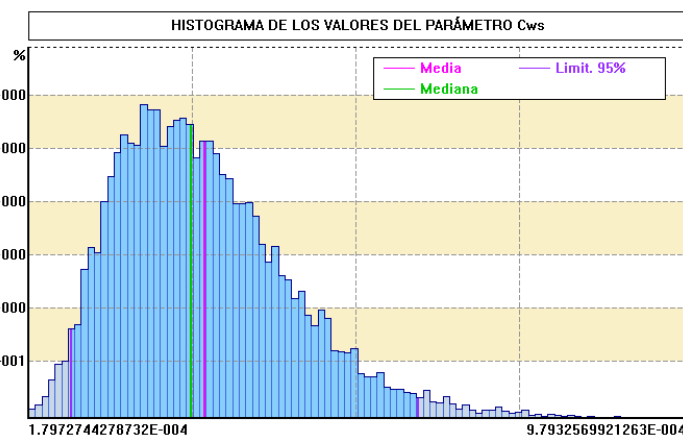
De acuerdo con las recomendaciones del OIEA, para llevar a cabo una evaluación del impacto radiactivo en el exterior de una instalación nuclear se recomienda la aplicación de una aproximación gradual. En el caso de una central nuclear para la generación de electricidad es recomendable utilizar la mayor cantidad de parámetros locales que sea posible. De este modo se evitan sobrestimaciones de la dosis efectiva a los miembros del público del entorno, pero conlleva una serie de complicaciones en el análisis. Una de ellas es que deben añadirse las incertidumbres asociadas a los resultados necesariamente. Un método aceptado en la comunidad científica para el cálculo de las incertidumbres paramétrica es el de Montecarlo. Dentro de la unidad de Protección Radiológica del Público y del Medio Ambiente de Ciemat se ha desarrollado la herramienta de cálculo CROM en la que se implementaron los modelos más avanzados de la Guía de Seguridad del OIEA SRS19 para el cálculo de las dosis al exterior. Dicha herramienta, en su versión 6, se viene utilizando como estándar desde 2007 por el OIEA. En la última versión estable, CROM7, se implementaron todos los módulos necesarios para llevar a cabo dicho cálculo de incertidumbres.

Resultados y discusión

Para comprobar la validez de dichos cálculos probabilistas utilizando el código CROM7 se aplicaron ambas versiones a una central nuclear argentina: Atucha I. Esta central de tipo Pressurized Heavy Water Reactor (PHWR), que se encuentra a 100 km de Buenos Aires, comenzó su generación el año 1974. Para realizar las evaluaciones de la dosis efectiva al exterior debida a los vertidos gaseosos y líquidos de la central, se utilizaron todos los datos locales que se encuentran disponibles hoy en día. En este trabajo se presentan los resultados obtenidos a partir de la evaluación probabilista comparándolos con los resultados obtenidos de forma determinista. La siguiente tabla presenta un ejemplo de los resultados obtenidos para la concentración de Cs137 y Co60 en el agua, y los sedimentos en el río Paraná, donde la central vierte las descargas acuáticas:

PUNTO 1	Cs-137				Co-60			
	CROM 6	CROM 7		Diferencia porcentual (%)	CROM 6	CROM 7		Diferencia porcentual (%)
		Media	Desv.			Media	Desv.	
Cw (Bq/m ³)	1,48E-03	1,46E-03	2,94E-04	1,5	1,48E-03	1,46E-03	2,94E-04	1,5
Cws (Bq/m ³)	3,96E-04	3,95E-04	1,10E-04	0,3	5,14E-04	5,20E-04	1,37E-04	-1,2
Css (Bq/kg)	9,02E-03	8,75E-03	2,38E-03	3,0	8,03E-03	7,68E-03	1,98E-03	4,4
Csf (Bq/kg)	8,91E-04	8,65E-04	2,35E-04	3,0	7,53E-04	7,20E-04	1,86E-04	4,4
Cso (Bq/m ²)	5,35E-02	5,19E-02	1,41E-02	3,0	4,52E-02	4,32E-02	1,12E-02	4,4

La figura muestra, a modo de ejemplo, los resultados obtenidos a partir del CROM7 de la concentración de Cs137 en el agua filtrada:



Conclusiones

Ambas evaluaciones consiguieron resultados muy similares, obteniendo diferencias entre ambas versiones inferiores al 5 %, tanto para los efluentes líquidos como para los gaseosos. Se realizó además un análisis de sensibilidad de los parámetros utilizados en la simulación de la dispersión en aire, comprobando que el parámetro que presenta una mayor influencia es la altura de la chimenea mientras que el de menor influencia fue la velocidad ponderada.

Bibliografía

- “Generic Models for Use in Assessing the Impact of Discharges of Radioactive Substances to the Environment”. Safety Report Series No 19. International Atomic Energy Agency. 2001, Vienna.
- “Análisis de incertidumbres en las evaluaciones de la dosis al público: CROM probabilista”. J.C. Mora, B. Robles, D. Cortés, J. Rodríguez. II CONGRESO CONJUNTO SEFM-SEPR. Sevilla. 2011.
- “Análisis de cotas hidrométricas extremas en el emplazamiento de centrales nucleares Central Nuclear Atucha II” H. Gómez, G. Maggio, G. Trípoli.- CNEA-NT-10/83. 1983
- “Características atípicas de la descarga de efluentes líquidos en una central nuclear durante una avenida extraordinaria, centrales nucleares en Atucha, Río Paraná de las Palmas” H. Gómez, R. Plá, G. Maggio, I. Cohen. AATN. Reunión XI, Vol.1, pag. 226. Buenos Aires. Argentina. 1983.
- “Base de Datos Meteorológica para el programa de evaluación del impacto de emisiones permanentes de centrales nucleares”. PC-CREAM – Huggenberger D., Informe Interno ARN, Autoridad Regulatoria Nuclear. 1999 (no editado).

EVALUACIÓN DE LOS RESULTADOS RADIOLÓGICOS AMBIENTALES EN UN SERVICIO DE IRRADIACIÓN BIOLÓGICA EXPERIMENTAL

Macías Domínguez MT¹, Barros C¹, Hernández D¹, Pina Zapardiel R²

¹Instituto de Investigaciones Biomédicas “Alberto Sols” CSIC-UAM. Madrid.

²Facultad de Medicina, UAM. Madrid.

Correspondencia: mtmacias@iib.uam.es

Palabras clave: Irradiador, tasa de dosis, límites de dosis, blindaje.

Introducción y objetivos

La irradiación de cultivos celulares y/o animales de experimentación se lleva a cabo utilizando irradiadores biológicos equipados con fuentes encapsuladas, generalmente de ¹³⁷Cs, de alta actividad (30 TBq –37 TBq), con numerosas aplicaciones científicas. Estos equipos son homologados y, en general, autoblandados. El fabricante proporciona la información relativa al blindaje del equipo y los valores de dosis a distancia ocupacional y a 1 m del equipo. Este trabajo presenta la evaluación de los datos dosimétricos ambientales obtenidos en los últimos 4 años en las diferentes áreas de trabajo relacionadas con las técnicas de irradiación, con especial atención en los niveles de radiación a las zonas de libre acceso, con objeto de asegurar que las dosis en dichas dependencias son inferiores a las dosis establecidas para los miembros del público.

Material y métodos

En el Instituto de Investigaciones Biomédicas “Alberto Sols se dispone de un irradiador biológico, autoblandado, con dos fuentes encapsuladas de ¹³⁷Cs de 400 Ci cada una. El equipo está ubicado en la planta sótano del edificio, en una dependencia blindada, próxima al Animalario del centro. Tanto el uso como el control radiológico del equipo es realizado por el Servicio de Protección Radiológica (SPR) del IIBM. La vigilancia radiológica se lleva a cabo aplicando los procedimientos específicos de trabajo del SPR y realizando revisiones periódicas del equipo, efectuadas por una empresa acreditada. El control dosimétrico se ha realizado con dosímetros de termoluminiscencia (TLD-100) colocados en diferentes localizaciones en el exterior del propio equipo así como en la sala de irradiación y en dependencias colindantes. Para las medidas directas de radiación se ha utilizado una cámara de ionización (ROTEM RAM ION).

Resultados y discusión

Los primeros resultados dosimétricos pusieron de manifiesto la necesidad de llevar a cabo las acciones precisas para reducir el nivel de radiación en una dependencia contigua, clasificada de libre acceso. Se incremento el blindaje de la base del irradiador y se cambio la localización del equipo dentro de la propia sala de irradiación. Estas acciones permitieron disminuir, de manera significativa la dosis de radiación en la dependencia indicada, desde unas dosis iniciales de 0,5 mSv y 0,37 mSv, por mes, a valores de fondo.

Conclusiones

Como se ha indicado, previamente, los irradiadores biológicos son equipos autoblandados, por lo que el nivel de radiación externa es bajo. Sin embargo, los resultados presentados revelan que es preciso controlar el nivel de radiación en las áreas de trabajo clasificadas de acceso libre colindantes con las salas de irradiación, para asegurar que las dosis correspondientes a los miembros del público están dentro de los límites establecidos.

Bibliografía

- Radiation safety of gamma, electron and X ray irradiation facilities. IAEA Safety Standars Series nº SSG-8. Vienna, 2010.
- Foro sobre protección radiológica en el medio sanitario. Protocolo para la vigilancia dosimétrica mediante dosimetría de área de los trabajadores expuestos clasificados como categoría B en el ámbito sanitario, Marzo 2009.
- Real Decreto 35/2008, de 18 de enero, por el que se modifica el Reglamento sobre Instalaciones Nucleares y Radiactivas, aprobado por Real Decreto 1836/1999, de 3 de diciembre. (BOE nº 42 del 18-2-2008).
- Workplace monitoring for radiation and contamination. Practical Raditation technical Manuel. Vienna, 2004.
- Real Decreto 783/2001, de 6 de julio, por el que se aprueba el Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes (BOE nº 178 del 26-7-2001).

ARMONIZACIÓN DE PRÁCTICAS DE CONTROL RADIOLÓGICO EN CCNNEE. ARMONIZACIÓN EN CCNNEE DE LA APLICACIÓN DE LA INSTRUCCIÓN IS-31.CSN

Fernández Benítez B, Garcerán Ortiz MA, Gonzalez Vega A, Pardo Benavente JM, Propin Recio A y Rivas Goset A

Iberdrola Gen. Nuc. / Central Nuclear de Cofrentes,
ANAV (Asociación Nuclear Ascó-Vandellos) / Central Nuclear de Ascó,
CNAT (centrales nucleares de almaraz –trillo) / Central Nuclear de Trillo,
NUCLENOR / Central Nuclear SM Garoña,
CNAT / Central Nuclear de Almaraz
ANAV / Central Nuclear Vandellós II
Correspondencia: bfernandezb@iberdrola.es

Palabras clave: Armonización de prácticas de control radiológico

Introducción y objetivos

Intercambio de experiencias sobre las prácticas de control radiológico que desarrollan la normativa vigente en la Centrales Nucleares Españolas, aplicando de manera armonizada en todas ellas las que se hayan demostrado como más eficientes.

Material y métodos

- Análisis de los procedimientos específicos de cada instalación, y su aplicación práctica, por parte del grupo de trabajo de técnicos expertos en protección radiológica para la armonización de prácticas de control radiológico en CCNNEE, creado por la Comisión de Protección radiológica y Residuos de UNESA.
- Elaboración de documentos con propuestas de armonización de prácticas de control radiológico.
- Elaboración del documento UNESA CEN-40 “Guía de categorización de materiales residuales no impactados y su control radiológico para salida de las zonas de residuos radiactivos”.

Resultados y discusión

Implantación en los procedimientos de trabajo de las respectivas instalaciones de prácticas de trabajo armonizadas relativas a: Control radiológico de materiales residuales. Señalización y delimitación de áreas radiológicas y materiales. Emisión de permisos de trabajo con radiaciones (PTRS). Instalación y dotación de zonas de paso.

Conclusiones

Con el trabajo de armonización de prácticas de control radiológico en la Centrales Nucleares Españolas (CCNNEE) se han homogeneizado los métodos de trabajo en aspectos relativos al control radiológico de las instalaciones, adecuándolos a las prácticas que se han considerado más adecuadas para aplicar la normativa en materia de protección radiológica en las CCNNEE.

Bibliografía

- Reglamentación y normativa en Protección Radiológica. Documentos UNESA CEN. Manual de
- Protección Radiológica. Procedimientos específicos de cada instalación.

ÁREA 9

RESIDUOS RADIACTIVOS, DESMANTELAMIENTOS Y CLAUSURA DE INSTALACIONES



ÍNDICE DE TRABAJOS DEL ÁREA 9

001. Incidentes de fusión de fuentes de Cs-137 en las plantas de Arcelor Mittal Olaberría y Arcelor Mittal Zumárraga. Gestión residuos.

Alcaide Trenas E, Ortiz Ramis T y García Cadierno JP.

002. Desclasificación de un laboratorio de marcado radiactivo del CIEMAT.

Yagüe L, Vico A, Noguerales C, Navarro N, Álvarez A y Quiñones J

003. Metodología de medida de muestras vegetales procedentes de un terreno afectado por contaminación residual debida a estériles de minería del Uranio.

Navarro N, Suarez JA, Yague L, Ortiz Gándia MI, Marijuan MJ, Garcia E, Ortiz T y Alvarez A.

004. Metodología para la desclasificación incondicional de materiales residuales mediante espectrometría gamma.

Rodríguez Gómez MA, González Gandal R, Socorro García G y García Acosta F.

005. Metodología de muestreo y caracterización de resinas almacenadas en tanques de grandes dimensiones.

González Gandal R, Rodríguez Gómez MA, Sánchez Fernández L, Fenoy Cruz A y Sánchez Fernández R.

006. Guía técnica de gestión de materiales residuales con contenido radiactivo en centros de investigación biológica.

Macías MT, Pulido J, Sastre G, Sánchez A y Usera F.

INCIDENTES DE FUSIÓN DE FUENTES DE CS-137 EN LAS PLANTAS DE ARCELOR MITTAL OLABERRÍA Y ARCELOR MITTAL ZUMÁRRAGA. GESTIÓN RESIDUOS

Alcaide Trenas E¹, Ortiz Ramis T¹ y García Cadierno JP²

¹ENRESA/ Departamento Seguridad-UTPR.Madrid.

²CSN/Subdirección de Emergencias y Protección Física.Madrid.

Correspondencia: ealt@enresa.es

Palabras clave: Residuos radiactivos, protección radiológica.

Introducción

El día 27 de octubre de 2011 se produce una notificación al CSN por parte de Arcelor Mittal Olaberría, indicando que se ha producido la fusión de una fuente de Cs-137 que se ha detectado en la instalación a la que se envía el polvo de humo. Unos días más tarde, el 5 de Noviembre de 2011 se produce otra notificación al CSN por parte de Arcelor Mittal Zumárraga, indicando que han tenido el mismo incidente. Ambas plantas son empresas adscritas al Protocolo de Vigilancia Radiológica de Materiales metálicos. De acuerdo a las exigencias del protocolo, ambas disponían a la entrada de la instalación de sistemas de detección de materiales radiactivos que pudieran ir presentes entre la chatarra, que son los pórticos de camiones.

Análisis del suceso

Planta de Olaberría

Tras un análisis detallado de los registros de alarmas que tuvieron lugar los días antes y durante el incidente, se vieron tres alarmas que verificaron que se debían a algunas tierras. En el análisis de la colada afectada se observó que presentaba una alta concentración en plomo, lo cual conducía a una cantidad en la partida del 45 kg, por lo que es posible que la fuente estuviera en un contenedor y no en su equipo lo que hace que no haya ventana por la que transmite una mayor radiación. En cuanto a la salida del camión con el polvo de humo se debió a un fallo humano y a uno técnico, ya que en el momento de la salida del camión había delante tres camiones vacíos y pitó el pórtico. Al estar vacíos se dio como un problema del pórtico y se autorizó su salida. Al llegar el camión con el polvo de humo se tomó la misma decisión. El fallo técnico fue que el sistema que avisa a los supervisores de una alarma a través del móvil no funcionó esa tarde. La contaminación se confinó en el sistema de recogida del polvo de humo por lo que las tareas de limpieza se redujeron a extraer el mismo de los silos. La planta estuvo parada doce días.

Planta de Zumárraga

En este caso, tras un análisis de los registros de alarmas, estos no pudieron aportar ninguna información. Asimismo la presencia de plomo en la colada no indicaba nada, por el proceso que se realiza en la instalación con diferentes ajustes para las diferentes calidades. La salida del camión con el polvo de humo se debió a un fallo técnico. Los sensores de posición del vehículo estaban colocados de una forma que, debido a la geometría de la cabeza tractora y la distancia a la cisterna, dio por medido el camión. No se produjo alarma de alto fondo, el número de cuentas (8.000 cps) era inferior al nivel fijado (10.000 cps) y la alarma que dio el camión fue inferior al valor establecido para que pueda entrar en la instalación de destino (6.000 cps). Debe indicarse que el polvo de humo da alarma en muchas ocasiones porque contiene material refractario. La contaminación se confinó en el sistema de ventilación y de recogida del polvo de humo por lo que las tareas de limpieza consistieron en extraer el polvo de los silos y de parte del sistema de ventilación. Se sospecha que ambas fuentes podrían haber entrado con la chatarra que se descargó de un barco que procedía de los países del este. En ambas plantas se procedió según el Plan de Actuación en caso de fusión de fuente de Cs-137. De acuerdo al mismo se habilitó una zona techada, segura, poco transitada suficientemente amplia para el acopio de sacas con material contaminado e impermeabilizada con material plástico. Los residuos generados se introdujeron en sacas de 1 m³ de las que se cogió muestra para su posterior análisis en laboratorio. El objetivo de las actuaciones de limpieza y recuperación de la instalaciones era conseguir una dosis residual máxima inferior al límite anual de dosis para miembros de público que es 1 mSv/ año de acuerdo al RPSRI. Para el cumplimiento de dicho criterio se fijaron los siguientes niveles derivados:

- Tasa dosis: Se redujo en cada zona hasta valores de 0,5 uSv/h.
- Actividad superficial: En las zonas afectadas se intentó que los niveles (Fija+desprendible) sean lo más bajos posible, estableciéndose como objetivo 4 Bq/cm², siempre y cuando los valores de desprendible sean inferiores a 0,4 Bq/cm².
- Concentración de actividad: Se considerará Residuo Radiactivo aquel cuya concentración de Cs-137 sea superior a 10 Bq/g.

Los trabajos de limpieza y descontaminación fueron realizados por empresas especializadas y por personal clasificado como TE, salvo aquellos que para su correcta realización requirieron la participación de personal de la instalación. En este último caso, siempre estuvieron acompañados por un monitor de PR, portando dosímetro y utilizaron el equipo de protección adecuado. Todo el personal implicado en ambas instalaciones fue sometido a un control de contaminación interna en CRC, dando negativo todos ellos.

Resultados

En la planta de Olaberri se han generado un total de 180 big-bag con polvo de humo contaminado con Cs-137 con un volumen total retirado de 114,76 m³, de los cuales 22,76 m³ son residuos de media y baja actividad y 92 m³ son residuos de muy baja actividad. La actividad total retirada ha sido 26,55 GBq. Todos los residuos generados han sido retirados entre los meses de abril de 2012 y Junio de 2012 en un total de 9 expediciones. En cuanto a los residuos generados en la planta de Zumárraga han sido un total de 240 big-bag con polvo de humo contaminado con Cs-137 con un volumen total retirado de 148,82 m³, de los cuales 10,21 m³ son residuos de media y baja actividad y 138,61 m³ son residuos de muy baja actividad. La actividad total retirada ha sido 21,31 GBq. Todos los residuos generados han sido retirados entre los meses de mayo de 2012 y Julio de 2012 en un total de 11 expediciones.

Conclusiones

Tras doce días de parada en ambas instalaciones y una vez conseguidos los objetivos radiológicos las plantas se pusieron en marcha. No hubo ninguna afectación de los trabajadores implicados y la gestión de los residuos radiactivos se realizó correctamente, sin incidentes, en un total de 20 expediciones al C.A. El Cabril entre los meses de abril y julio del año 2012.

Bibliografía

- Protocolo Vigilancia Radiológica Materiales Metálicos.
- Plan Actuación en caso de Fusión de una Fuente de Cesio-137 (Rev. 2. Noviembre 2007).

DESCLASIFICACIÓN DE UN LABORATORIO DE MERCADO RADIATIVO DEL CIEMAT

Yagüe L, Vico A, Noguerales C, Navarro N, Álvarez A y Quiñones J

CIEMAT/ Subdirección General de Seguridad y Mejora de las Instalaciones del CIEMAT. Madrid.
Correspondencia: luis.yague@ciemat.es

Palabras clave: Desclasificación Instalación radiactiva, MARSSIM.

Introducción y objetivos

El Reglamento de Instalaciones Nucleares y Radiactivas establece la necesidad de realizar una declaración de clausura una vez finalizadas las actividades de desmantelamiento. Se presenta la metodología para realizar la caracterización radiológica final en un laboratorio que en su día formó parte de una instalación radiactiva del CIEMAT. Se trata de un laboratorio de marcado radiactivo donde se manipulaban fuentes no encapsuladas de ^3H , ^{14}C , ^{32}P , ^{59}Fe y ^{125}I . La metodología de caracterización final y los resultados experimentales sirven de base a la solicitud de clausura del laboratorio.

Material y métodos

La planificación de la caracterización radiológica se realizó siguiendo la metodología MARSSIM con el objetivo de demostrar la ausencia de contaminación en el laboratorio. De acuerdo con los antecedentes históricos se establecieron distintas hipótesis para el isotópico y se clasificó el laboratorio como un área de clase 2. Dicha clasificación implica que los niveles de contaminación que se espera detectar son muy bajos en comparación con los niveles de desclasificación a aplicar. De acuerdo con los contaminantes considerados se han realizado las medidas siguientes:

Contaminación superficial α y β/γ . Las medidas de contaminación superficial α y β/γ se han realizado mediante equipos portátiles (tipo contador proporcional) que ofrecen una respuesta adecuada para la medida de radionucleidos emisores beta. El equipo utilizado es un detector de tipo contador proporcional con gas PR, con un área sensible de 177cm² y ventana de mylar de 2mg·cm² (RADOS Herfurt nº 925 y RADOS Microcont nº 742). Una vez realizada la primera caracterización y para descartar la presencia de contaminación por debajo de la pintura se eliminó la pintura del suelo y de la pared hasta una altura de 1m y se volvió a caracterizar. Espectrometría gamma “in situ”. Con el fin de garantizar la ausencia de contaminación debida a ^{137}Cs o a cualquier otro radionucleido emisor gamma, se realizó una determinación mediante espectrometría gamma in-situ empleando un detector semiconductor portátil de Ge ultrapuro (HPGe). Se realizaron 4 medidas en distintas posiciones con el fin de cubrir toda la superficie de la dependencia. El tiempo de recuento se optimizó de manera que se alcanzara un límite de detección inferior al nivel de desclasificación para ^{137}Cs . El análisis de los espectros se realizó mediante el programa específico ISOCS, basado en simulación por métodos de MonteCarlo. Espectrometría de centelleo en fase líquida. La determinación de la actividad debida a emisores beta débiles se ha realizado mediante toma de muestras de frotis. El diseño del muestreo se ha realizado a juicio de experto, en los lugares en los que exista mayor riesgo de haber sufrido una contaminación. La medida de los frotis se realizó mediante espectrometría de centelleo en fase líquida empleando un espectrómetro modelo Tricarb 2500TR.

Resultados y discusión

Con respecto a los resultados de la medida directa de contaminación superficial α y β/γ , ninguna de las medidas realizadas (tanto de la primera como de la segunda caracterización) supera los valores de fondo. En la medida de emisores beta débiles mediante frotis, se obtuvieron recuentos similares a los obtenidos para varias muestras blanco de frotis tomados sobre superficies no impactadas del mismo edificio. En el análisis de los espectros gamma obtenidos se observa la ausencia del fotopico debido al ^{137}Cs , alcanzándose límites de detección para dicho radionucleido que oscilan entre 0,07 y 0,15 Bqcm⁻². No se ha detectado la presencia de ningún otro radionucleido emisor gamma artificial. El análisis de fotopicos debidos a radionucleidos naturales no muestra diferencias significativas respecto a los espectros de fondo recogidos en otras dependencias no impactadas del mismo edificio, con niveles similares a los detectados en materiales estructurales de uso común.

Conclusiones

Los resultados indican que no se ha detectado ninguna contaminación residual en ninguna de las distintas determinaciones realizadas. Por tanto se concluye que las superficies del laboratorio se encuentran por debajo de los niveles de desclasificación establecidos para CIEMAT.

METODOLOGÍA DE MEDIDA DE MUESTRAS VEGETALES PROCEDENTES DE UN TERRENO AFECTADO POR CONTAMINACIÓN RESIDUAL DEBIDA A ESTÉRILES DE MINERÍA DEL URANIO

Navarro N¹, Suarez JA¹, Yague L¹, Ortiz Gandia MI¹, Marijuan MJ¹, Garcia E², Ortiz T² y Alvarez A¹

¹CIEMAT. Madrid.

²ENRESA. Madrid.

Correspondencia: nuria.navarro@ciemat.es

Palabras clave: Caracterización muestras vegetales, determinación ²²⁶Ra, espectrometría gamma.

Introducción y objetivos

La rehabilitación de áreas de terreno afectadas por contaminaciones residuales implica en la mayoría de los casos la generación de un gran volumen de materiales residuales. Una adecuada caracterización radiológica de estos materiales garantiza su correcta segregación de acuerdo con las vías de gestión establecidas, optimizando a la vez la gestión final de los materiales. En este trabajo se presenta la metodología establecida para la caracterización radiológica de material vegetal generado durante la primera etapa de la realización de un movimiento de tierras en un área de terreno afectada por una contaminación residual debida al enterramiento de estériles de minería del uranio. Este material estaba formado por los restos vegetales generados al retirar la masa arbórea existente en la superficie del terreno. El objetivo de la caracterización radiológica realizada ha consistido en la segregación del material en dos corrientes diferenciadas: residuos radiactivos y material liberable, de acuerdo con los condicionados establecidos para el plan de restauración del emplazamiento.

Material y métodos

En las labores de acondicionamiento del terreno se generaron dos tipos de residuos: material de desbroce (maleza, plantas y restos vegetales retirados de la superficie del terreno), y residuos procedentes del talado de los árboles (troncos y partes aéreas). El tronco y las partes aéreas se redujeron a astillas en una trituradora convencional de poda y se recogieron en contenedores de tipo big-bag de 1000 L de capacidad. De cada uno de estos contenedores se tomó una muestra de aproximadamente 1 kg de astillas. Con el fin de garantizar su representatividad, cada muestra se recogió en varias fracciones durante el proceso de llenado de los contenedores. De acuerdo con el isotópico establecido, la contaminación residual existente en la zona afectada es debida a estériles de minería del uranio, y por tanto los contaminantes relevantes son ²³⁰Th, ²²⁶Ra y sus descendientes. La caracterización radiológica de las muestras se realizó mediante espectrometría gamma de alta resolución. Previo a su medida, las muestras se sometieron a un proceso inicial de secado a 105° durante 12 h. Con el fin de minimizar el tiempo invertido en el proceso de caracterización y por tanto en la toma de decisiones, las muestras no fueron calcinadas y reducidas a cenizas tras el secado, sino que se homogeneizaron mediante triturado en un molino de rotura por impacto (Retsch GM-200). Una vez trituradas, las muestras se introdujeron en duquesas de plástico que se rellenaron hasta alcanzar su capacidad máxima (250 mL), determinándose a continuación la densidad de cada una de ellas. Tras el cierre y sellado de las duquesas, se procedió a su almacenamiento durante 25 días antes de realizar su medida mediante espectrometría gamma. De esta manera se garantizó el establecimiento del equilibrio radiactivo entre el ²²⁶Ra y sus descendientes. La determinación de la concentración de actividad de ²²⁶Ra se realizó a partir del fotopico de 351 keV; con una intensidad de emisión de 37,6% de su descendiente el ²¹⁴Pb. Debido al elevado volumen de muestras y a la necesidad de disponer de resultados en un breve periodo de tiempo, las medidas se realizaron en dos laboratorios, empleando varios detectores de Ge ultrapuro con eficiencias comprendidas entre el 20-30%. En ambos casos el análisis de los espectros se realizó mediante el programa Genie-2000, empleando calibraciones matemáticas en eficiencias obtenidas a partir del programa LabSOCS, desarrollado por Canberra y basado en simulación por métodos de Montecarlo. Las curvas de eficiencia obtenidas mediante este método de calibración matemático se validaron en ambos laboratorios mediante comparación con los resultados de una calibración experimental.

Resultados y discusión

El nivel de referencia aplicado para la segregación/clasificación del material residual generado se determinó a partir de los niveles de liberación establecidos en el plan de restauración del emplazamiento, considerando para ello la existencia de equilibrio radiactivo entre ²³⁰Th, ²²⁶Ra y sus descendientes. Este nivel de referencia corresponde a 0,10 Bq·g⁻¹ de ²²⁶Ra. El número total de muestras analizadas fue de 149. De éstas, 106 corresponden al astillado de troncos y partes aéreas y las 43 restantes al desbroce del terreno. En todas las muestras de astillado (71,1% del total) el valor de concentración de actividad de ²²⁶Ra fue inferior al nivel de referencia establecido (0,10 Bq·g⁻¹). Este nivel únicamente es superado en 18 muestras procedentes del desbroce del

terreno, en las que se obtuvieron valores de concentración de actividad de ^{226}Ra que oscilaron entre 0,14 y 0,50 $\text{Bq}\cdot\text{g}^{-1}$. Estos resultados se atribuyen a la presencia de restos de tierra ligeramente contaminada en el material de desbroce, como consecuencia de los procedimientos mecánicos empleados para su retirada o eliminación. Debido a ello, en las muestras de desbroce se observa una gran variabilidad en la densidad, con valores que oscilan en el intervalo comprendido entre 0,17 y 0,75 $\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$. Esta variabilidad contrasta con la gran homogeneidad observada en las muestras de astillado, con densidades que varían entre 0,37 y 0,45 $\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$. Los resultados obtenidos en la caracterización radiológica de muestras de astillado de árboles indican que no se ha producido transferencia suelo-planta de la contaminación y son coherentes con las conclusiones de estudios preliminares sobre asociación química de los contaminantes de interés. En dicho estudios se ponía de manifiesto que los radionucleidos presentes en los estériles de minería se encuentran en formas químicas altamente insolubles [1].

Conclusiones

De acuerdo con los resultados obtenidos, el 88% del material vegetal generado presenta niveles de concentración de actividad de ^{226}Ra inferiores a 0,10 $\text{Bq}\cdot\text{g}^{-1}$ y por tanto puede ser gestionado como material liberable. Únicamente el 12% del material presenta valores de concentración de actividad de ^{226}Ra superiores al nivel de referencia establecido, probablemente como consecuencia de la presencia de restos de tierra ligeramente contaminada, ya que en todos estos casos se trata de muestras procedentes del desbroce del terreno.

Bibliografía

[1]. A.Alvarez, C.Gascó, N.Navarro, M.T. Crespo. “Estudio sobre asociación química de radionucleidos naturales en un terreno del ciemat”. 33ª Reunión Anual de la SNE, Segovia 26-28 Septiembre 2007.

METODOLOGÍA PARA LA DESCLASIFICACIÓN INCONDICIONAL DE MATERIALES RESIDUALES MEDIANTE ESPECTROMETRÍA GAMMA

Rodríguez Gómez MA¹, González Gandal R¹, Socorro García G¹ y García Acosta F²

¹Gas Natural Fenosa Engineering. Madrid.

²Gas Natural Fenosa. Madrid.

Correspondencia: marodriguezg@gasnatural.com

Palabras clave: Gestion residuos radiactivos.

Introducción y objetivos

La Instrucción de Seguridad IS-31 del CSN establece el control radiológico de materiales residuales potencialmente desclasificables, así como la documentación técnica soporte que debe presentarse en las solicitudes de autorización de desclasificación de materiales. Por otra parte, la propuesta de Orden del MITYC para la “Gestión de los materiales residuales generados en las instalaciones nucleares” establece el marco reglamentario para llevar a cabo la desclasificación, así como los niveles de referencia, que corresponden con los niveles de desclasificación incondicional de la RP-122 parte 1. Esta ponencia tiene como objetivo presentar la metodología para la gestión convencional de materiales mediante su desclasificación y que pueda ser utilizada por todas las centrales nucleares españolas. La metodología aquí presentada se basa en la gestión vía desclasificación incondicional, es decir, que no haya restricciones en el origen y tipo del material residual a desclasificar ni en el destino final.

Material y métodos

Se ha empleado la información suministrada por las CC.NN. en los aspectos que se indican en la discusión.

Resultados y discusión

Con la elaboración de este proyecto las CC.NN dispone de una metodología autorizada por el CSN para la desclasificación incondicional de materiales mediante su caracterización por espectrometría gamma, que incluye

- Conformación de la Unidad de Valoración (UV). En esta fase se define la UV de acuerdo a criterios de homogeneidad de material y masa.
- Metodología de caracterización. Se define la metodología de caracterización en función del tipo de material (muestreable o no muestreable) y los equipos de caracterización disponibles en la instalación (espectrometría γ para muestras y equipos contaminación superficial o espectrometría γ mediante ISOCS o BOX COUNTER para los no muestreables).
- Definición de Factores de escala
- Verificación de los criterios de desclasificación. Control radiológico
- Control de rechazos
- Control de calidad
- Plan de pruebas para la caracterización de UV
- Registros

Bibliografía

RP-122. Practical use of the concepts of clearance and exemption

Instrucción IS-31, de 26 de julio de 2011, del Consejo de Seguridad Nuclear, sobre los criterios para el control radiológico de los materiales residuales generados en las instalaciones nucleares.

METODOLOGÍA DE MUESTREO Y CARACTERIZACIÓN DE RESINAS ALMACENADAS EN TANQUES DE GRANDES DIMENSIONES

González Gandál R¹, Rodríguez Gómez MA¹, Sánchez Fernández L², Fenoy Cruz A¹ y Sánchez Fernández R²

¹Gas Natural Fenosa Engineering. Madrid.

²Gas Natural Fenosa. Madrid.

Correspondencia: rgonzalezgan@gasnatural.com

Palabras clave: Gestion residuos radiactivos.

Introducción y objetivos

Durante la operación de la Central Nuclear de Kozloduy (Bulgaria) se han generado resinas de intercambio iónico, que se han ido almacenando en diferentes tanques de la instalación. Previamente a su embidonado, las resinas deben ser caracterizadas física, química y radiológicamente para verificar que cumplan con los criterios de aceptación correspondientes. La particularidad de este proyecto consiste en que las resinas se encuentran almacenadas en tanques de grandes dimensiones, cuatro para resinas de baja actividad (188 m³) y otros dos para los de media actividad (350 m³) con las siguientes limitaciones :

- Gran heterogeneidad en las resinas ya que los tanques no disponen de agitador, ni recirculación.
- Elevadas cantidades que dificulta su manejo y que generan un importante riesgo de exposición.
- Dificultad de acceso a los tanques; Sólo existe una boca de hombre en la parte superior de los mismos.
- Tiempo prolongado de almacenamiento, lo que ha conllevado un decantamiento de las resinas, y un decaimiento de su actividad existiendo resinas generadas en distintos periodos operativos de la central.

El objetivo de esta ponencia es describir, como parte del proyecto, el muestreo y la metodología de caracterización de las resinas desarrollados de manera específica para la C.N. Kozloduy.

Material y métodos

Se ha empleado y desarrollado la metodología de caracterización basándose en la experiencia nacional e internacional.

Resultados y discusión

A partir de los datos de partida indicados, se ha desarrollado una metodología de muestreo y caracterización específica incluyendo los siguientes aspectos:

- Plan de muestreo de los tanques: Número de muestras, localización y cantidad de muestra necesaria, etc.
- Equipos de muestreo desarrollado
- Metodología de caracterización química, física y radiológica de los tanques: proceso de caracterización de los tanques basado en fases con objeto de optimizar el número de muestras a medir.
- Cálculo de factores de escala.

La metodología de muestreo y caracterización de las resinas desarrollada de manera específica por GNFe-ENSA permitirá conocer la actividad esperable en el bulto final y verificar si se cumplen con los criterios de aceptación búlgaros.

GUÍA TÉCNICA DE GESTIÓN DE MATERIALES RESIDUALES CON CONTENIDO RADIATIVO EN CENTROS DE INVESTIGACIÓN BIOLÓGICA

Macías MT¹, Pulido J², Sastre G², Sánchez A³ y Usera F⁴

¹Instituto de Investigaciones Biomédicas “Alberto Sols” (CSIC-UAM). Madrid.

²Universidad de Alcalá de Henares. Edificio de Isótopos. Alcalá de Henares. Madrid.

³Centro de Biología Molecular “Severo Ochoa” (CSIC-UAM). Madrid.

⁴Centro Nacional de Biotecnología (CSIC). Madrid.

Correspondencia: mtmacias@iib.uam.es

Palabras clave: Residuo radiactivo, caracterización, desclasificación, evacuación, incineración.

Introducción y objetivos

La correcta gestión de los materiales residuales con contenido radiactivo generados en los centros de investigación biológica contempla un conjunto de actuaciones técnicas y administrativas que permitan acondicionar y controlar los residuos, de manera que se minimice el impacto radiológico y el detrimento que podría ocasionar a la salud y al medio ambiente en su conjunto. Uno de sus objetivos fundamentales es la reducción del volumen de los residuos generados llevando a cabo procedimientos de desclasificación, siendo preciso, previamente realizar la adecuada caracterización de los mismos. Han sido publicados diferentes documentos relativos a la gestión de los residuos. En España se han editado dos Guías de manera secuencial, el primer documento¹ en 1996, y en el año 2002 se publicó la “Guía de Gestión de Material Radiactivo en Instituciones Médicas y Laboratorios de Investigación Biomédica”² con la colaboración de ENRESA y la Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR). Ahora bien, la experiencia adquirida tras varios años de aplicación de la guía² llevó a realizar un análisis de la situación actual relativa a la gestión de los residuos en las instalaciones citadas permitiendo identificar diferentes aspectos, relativos a dicha gestión no resueltos o bien susceptibles de una mayor implementación técnica. Con el ánimo de proponer soluciones a los aspectos indicados, se llevó a cabo un proyecto de investigación financiado por ENRESA. Los resultados de las diferentes etapas del mismo han sido publicados en diferentes foros (3,4,5). La Guía presentada en este trabajo recoge los resultados del proyecto indicado. Su objetivo es ofrecer mejoras significativas en los procedimientos de gestión de los materiales residuales con contenido radiactivo, así como homogeneizar los modos de actuación en las instalaciones radiactivas de investigación y docencia. La Guía se ha elaborado dentro de las actividades llevadas a cabo por la SEPR en colaboración con ENRESA.

Material y métodos

Para conocer el estado actual relativo a la gestión de los materiales residuales con contenido radiactivo, se realizó una exhaustiva revisión bibliográfica, y se consultaron páginas web de instituciones de referencia en protección radiológica así como de organismos reguladores. A continuación, tomando como base los documentos indicados^{1,2} se ha elaborado y aplicado un nuevo Protocolo de caracterización de residuos. Posteriormente, se analizaron y determinaron las vías de evacuación final para cada tipo de residuos. La última etapa ha consistido en calcular y proponer valores de referencia para la posible desclasificación de los residuos.

Resultados y discusión

La Guía presentada en este trabajo se ha estructurado en diferentes apartados. En primer lugar se desarrolla un nuevo protocolo de caracterización de residuos. A continuación, se propone la gestión correspondiente para cada tipo de residuos: líquidos, mixtos, sólidos y los residuos generados en las técnicas de microscopía electrónica, indicando la vía de evacuación final y los valores de referencia recomendados para su posible desclasificación. Dicha gestión se muestra de manera gráfica en los diagramas de flujo correspondientes a cada grupo de residuos. En el documento se han incluido diagramas de flujo explicativos de la gestión propuesta para cada tipo de residuos y la gestión de los mismos. Por otra parte, se ha incorporado en la Guía, el estudio realizado en colaboración con la Unidad de Protección Radiológica del Público y del Medio Ambiente (CIEMAT) para la propuesta de la gestión de los residuos mixtos, utilizado como base para los cálculos relativos a la gestión de residuos orgánicos.

Conclusiones

Esta Guía es un documento práctico de gestión de residuos con contenido radiactivo, de fácil aplicación en los centros de investigación indicados. Se tienen en cuenta todos los tipos de residuos generados, los protocolos son sencillos de aplicar y se proponen las mejores vías de gestión final. Este documento aporta herramientas de trabajo a las instalaciones radiactivas de investigación y docencia, que permitirán desarrollar modos de actuación homogéneos y optimizar la gestión de los materiales residuales con contenido radiactivo generados.

Bibliografía

- [1]Guía de Gestión de Material Radiactivo en Instituciones Médicas y Laboratorios de Investigación Biomédica. Publicación SEPR nº 2 (1996)
- [2]Guía Técnica de Gestión de Materiales Residuales con Contenido Radiactivo en Centros de Investigación y Docencia, SEPR nº 7 (2002)
- [3]Optimization of Management of Radioactive Waste Generated in Research and Education Centres. Macías, M^a T., Pulido, J, Pérez, J, Sastre, G, Sánchez, A, Usera, F. III European Congress on Radiation Protection IRPA .Helsinki (Finlandia). 14-18 de junio (2010)
- [4] Optimización de la gestión de materiales residuales con contenido radiactivo generados en Centros de investigación y docencia. Macías, M^a T., Pulido, J, Pérez, J, Sastre, G, Sánchez, A, Usera, F. Congreso de la Sociedad Española de Física Médica y XIII de la Sociedad Española de Protección Radiológica. Sevilla.10-13 de mayo (2011)
- [5] Optimization of management of liquid radioactive waste generated in research and education centers. Macías, M^a T., Pulido, J, Pérez, J, Sastre, G, Sánchez, A, Usera, F. IRPA 13. Glasgow.Escocia.14-18 de mayo (2012).

ÁREA 10

SITUACIONES DE EXPOSICIÓN EN EMERGENCIAS

INDICE DE TRABAJOS DEL ÁREA 10

001. Metodología de medida de superficies mediante espectrometría gamma in situ en emergencias radiológicas y nucleares.

Yagüe L, Navarro N, Pérez C, Pérez-Cejuela P, Vico A, Marquez JL y Álvarez.

002. Desarrollo de los escenarios susceptibles de utilizarse en un ejercicio nacional de coordinación y gestión a largo plazo tras una emergencia nuclear.

Montero Prieto M y Gallego Díaz E.

003. Recomendaciones de actuación en caso de colar hasta semiproducto, tras detectar material radiactivo en proceso de fusión de acero.

Gamo Pascual V y López Rodríguez MC.

004. Herramientas de ayuda a la gestión de áreas habitadas contaminadas.

Gallego E y Iglesias R.

METODOLOGÍA DE MEDIDA DE SUPERFICIES MEDIANTE ESPECTROMETRÍA GAMMA *IN SITU* EN EMERGENCIAS RADIOLÓGICAS Y NUCLEARES

Yagüe L¹, Navarro N¹, Pérez C², Pérez-Cejuela P¹, Vico¹ A, Marquez JL¹ y Álvarez¹

¹CIEMAT/Servicio de Protección Radiológica. Madrid.

²TECNASA. Madrid.

Correspondencia: luis.yague@ciemat.es

Palabras clave: Espectrometría Gamma *In-Situ*, emergencias, unidad móvil ambiental.

Introducción y objetivos

El CIEMAT dispone de una Unidad Móvil Ambiental (UMA) preparada para realizar medidas de tasa de dosis ambiental y de concentración de actividad en aire. Además recientemente se ha incluido la capacidad de medida de concentración superficial. Esta medida es particularmente útil para la toma de decisiones sobre superficies a descontaminar en emergencias de acuerdo con los criterios de la DBRR(1).

Material y metodología

La medida de la contaminación superficial se realiza utilizando dos detectores de centelleo sólido de NaI(Tl) de 2"x2" que están montados bajo el chasis del vehículo. Estos detectores se controlan desde un ordenador, asociado a la UMA, que incluye un programa de análisis de espectros (Genie 2000) que permite la identificación del radionucleido. Además se ha realizado un diseño específico para cuantificar contaminaciones superficiales (MBq·m⁻²) debidas a emisores gamma a partir de los resultados experimentales de las medidas espectrométricas realizadas tanto con el vehículo parado como en movimiento. En cualquier caso, en una emergencia real deben tenerse en cuenta los perímetros de seguridad establecidos en función de la tasa de dosis. Con objeto de realizar un análisis de sensibilidad de esta capacidad de medida se han diseñado tres escenarios distintos:

1. Localización y caracterización de contaminaciones puntuales: detección y cuantificación de una fuente perdida de ¹³⁷Cs.
2. Detección y delimitación de áreas contaminadas: detección y caracterización de un área de 4m² contaminada con ¹³⁷Cs debido a un derrame de residuos líquidos.
3. Caracterización de grandes superficies contaminadas: caracterización de una amplia extensión de terreno con una contaminación superficial homogénea de ¹³⁷Cs. La metodología aplicada está basada en la caracterización exhaustiva del fondo ambiental y su variabilidad, con el fin de establecer un umbral de decisión por encima del cual se identificarían sobre el terreno áreas o puntos contaminados.

Resultados y discusión

La caracterización del fondo se ha realizado a partir de un número estadísticamente significativo de medidas en diversas zonas no impactadas y diferentes tipos de terreno con objeto de incluir además de la propia incertidumbre del recuento, la incertidumbre inherente a las variaciones en la composición del terreno. Para cada una de estas medidas se ha calculado la tasa de recuento en 6 regiones del espectro gamma definidas en función de una selección de distintos radionucleidos naturales y artificiales. A partir de la distribución de población de la tasa de recuento en la ventana correspondiente a la emisión γ del ¹³⁷Cs (661.6 keV), se ha establecido como umbral de decisión para este radionucleido el valor del percentil 99,9%. Las eficiencias de medida para ¹³⁷Cs correspondientes a cada uno de los escenarios considerados se han obtenido mediante calibración matemática con el programa ISOCS, basado en simulación por métodos de Montecarlo. Para ello se ha considerado el término fuente justo en la trayectoria del vehículo, alejado de la misma diferentes distancias, y para distintas velocidades de barrido. A partir de estas eficiencias y de los umbrales de decisión, se han calculado los límites de detección según normativa ISO para cada caso (Tabla 1). Los resultados obtenidos indican un aumento del valor del LD con la velocidad del vehículo por tanto una disminución de la sensibilidad de detección. El incremento en el valor del LD es más significativo para distancias fuente detector de hasta 10m. A mayores distancias, los valores del LD para distintas velocidades tienden a igualarse.

Escenario	Velocidad :	0 Km·h ⁻¹	10 Km·h ⁻¹	20 Km·h ⁻¹
	Distancia (m)	LD (MBq)	LD (MBq)	LD (MBq)
1	0	2,2·10 ⁻²	2,3·10 ⁻¹	4,5·10 ⁻¹
	10	2,6·10 ¹	2,9·10 ¹	3,4·10 ¹
	30	2,9·10 ²	3,0·10 ²	3,1·10 ²
	50	9,9·10 ²	1,0·10 ³	1,0·10 ³
	100	6,5·10 ³	6,6·10 ³	6,6·10 ³
	200	7,2·10 ⁴	7,4·10 ⁴	7,4·10 ⁴
2	Distancia (m)	LD (MBq·m ⁻²)	LD (MBq·m ⁻²)	LD (MBq·m ⁻²)
	0	2,6·10 ⁻²	7,4·10 ⁻²	1,2·10 ⁻¹
	10	7,2	7,8	9,2
	30	1,1·10 ²	1,2·10 ²	1,2·10 ²
	50	5,2·10 ²	5,2·10 ²	5,3·10 ²
	100	5,7·10 ³	5,7·10 ³	5,7·10 ³
3	Distancia (m)	LD (MBq·m ⁻²)		
	0	9,2·10 ⁻³		

Tabla 1- Límites de detección

Conclusiones

Los LDs obtenidos son adecuados para los niveles de contaminación superficial que pueden alcanzarse en una emergencia y para los criterios radiológicos establecidos por la DBPP para descontaminación de áreas en el caso de emisores beta-gamma (10 MBq·m⁻²). A una velocidad de 20 Km·h⁻¹ la UMA es capaz de detectar a una distancia aproximada de 30m, fuentes de ¹³⁷Cs de categoría 4 según la clasificación de la OIEA(2), con actividades típicas de 370 MBq. Se ha establecido una metodología de trabajo para la realización de medidas espectrométricas con la Unidad Móvil Ambiental, con capacidad para ser adaptada a escenarios diferentes a los considerados que pudieran plantearse en una emergencia. Conociendo el término fuente se puede optimizar la velocidad del vehículo, en función del límite de detección, con objeto de poder chequear el mayor área posible en el menor tiempo.

Bibliografía

- [1] Guía técnica del CSN para el desarrollo y la implantación de los criterios radiológicos de la Directriz Básica de Planificación de Protección Civil ante el Riesgo Radiológico. Informe Técnico 32.2012.
- [2] Categorization of Radiative Sources- IAEA Safety Guide n° RS-G-1.9.

DESARROLLO DE LOS ESCENARIOS SUSCEPTIBLES DE UTILIZARSE EN UN EJERCICIO NACIONAL DE COORDINACIÓN Y GESTIÓN A LARGO PLAZO TRAS UNA EMERGENCIA NUCLEAR

Montero Prieto M1 y Gallego Díaz E2

¹CIEMAT/Departamento de Medio Ambiente. Madrid.

²ETSII-UPM/Departamento de Ingeniería Nuclear. Madrid.

Correspondencia: milagros.montero@ciemat.es.

Palabras clave: Emergencias nucleares, emergencias radiológicas, rehabilitación postaccidente, gestión post-accidente, sistemas de ayuda a la decisión.

Introducción y objetivos

La elaboración de una estrategia genérica de toma de decisiones para hacer frente a la evolución de una situación de emergencia, desde la etapa de la respuesta hasta la de la recuperación, con la necesaria planificación previa, puede facilitar la toma oportuna, eficaz y coherente de decisiones por parte de las organizaciones de respuesta en todos los niveles, lo que ayuda a asegurar una protección óptima de la salud, el medio ambiente y la sociedad. Para fortalecer la preparación y capacidad de respuesta es necesario lograr un alto grado de participación de los diferentes actores implicados en el proceso. Bajo el proyecto europeo NERIS-TP (FP7-Fission-2010) se está desarrollando un paquete de trabajo sobre “Procesos e Instrumentos para la Preparación a la Emergencia y posterior Recuperación a Nivel Local”, en el que participan el Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT) y la Universidad Politécnica de Madrid (UPM). Bajo el marco de este proyecto, se ha considerado que un ejercicio centrado en la fase de recuperación y en el que participen distintos organismos estatales, autonómicos y locales, así como otros actores afectados y otras organizaciones de apoyo puede ayudar a iniciar el abordaje de la estructuración y establecimiento de los procedimientos operativos necesarios en esta última fase de la planificación de la respuesta ante emergencias. La metodología propuesta consiste en una actividad práctica que coloque a los participantes en una situación simulada que requiera que actúen con las capacidades/funciones que se esperarían de ellos en un evento real. En este trabajo se presenta el proceso de selección y desarrollo de los escenarios susceptibles de ser utilizados en dicha actividad, como primera fase de la metodología propuesta.

Material y métodos

Como base del ejercicio se utiliza la simulación de un escape producido por un accidente severo en la central nuclear de Ascó, que contamine el territorio con productos radiactivos de vida larga (como el cesio 137), planteando los problemas a abordar necesariamente en la fase de recuperación, tales como la contaminación de zonas habitadas, terrenos agrícolas y productos agropecuarios, o masas de agua dulce. Para el desarrollo del escenario correspondiente, se han seguido la siguiente secuencia de pasos:

1. Selección del escenario del accidente, teniendo en cuenta:

- Un término fuente representativo del tipo de central nuclear, basado en análisis de accidentes severos con escape significativo al exterior. Se ha utilizado el código RASCAL(1) para modelar el proceso de liberación y obtener la distribución temporal de la actividad liberada para cada uno de los radionucleidos considerados según el tipo de central.
- Las condiciones meteorológicas. La meteorología de interés se ha seleccionado de acuerdo a las características estacionales mostradas por la rosa de vientos anual obtenida en los estudios meteorológicos locales realizados para la evaluación de seguridad de la CN de Ascó. Los datos se han obtenido de los pronósticos numéricos del clima para la fecha seleccionada proporcionados por la AEMET.

2. Modelado de las consecuencias del accidente. Se ha utilizado el sistema JRODOS(2), convenientemente adaptado a las características del escenario (población, cobertura del suelo, producción agrícola, hábitos dietéticos, etc.) a partir de mapas temáticos locales y datos de las estadísticas regionales y/o locales.

3. Selección y evaluación de las estrategias potenciales de intervención. Para la selección de las actuaciones de intervención se utilizan manuales europeos de apoyo a la gestión de sistemas de producción de alimentos, zonas urbanas o agua de bebida para la recuperación tras accidentes radiológicos(3) y para la fase de evaluación se utilizan hasta donde resulta adecuado los modelos integrados en JRODOS específicos para las áreas urbanas (ERMIN) y para las áreas agrícolas (AgriCP).

Resultados y discusión

- Término fuente : A partir del Estudio de Evaluación del nivel 2 del Análisis Probabilista de Seguridad de la CN de Ascó se han comparado aquellos accidentes severos que conducen a importantes emisiones exteriores ya sea respecto a la actividad

total liberada o respecto al porcentaje de aerosoles emitidos con consecuencias a largo plazo. En este caso, se ha seleccionado aquel que responde a secuencias debidas a auxiliar porque es el que más contribuye al riesgo de descarga de aerosoles. La modelación con el código RASCAL conduce a la distribución temporal de la actividad liberada para cada uno de los radionucleidos que podrían emitirse según el tipo de central. Una interfaz de lectura adapta los resultados al formato de entrada de JRODOS.

- Condiciones meteorológicas : La rosa de vientos anual de la zona de Ascó muestra una fuerte influencia direccional de la topografía, con vientos prevalentes alineados claramente con la dirección del valle, SSE y ONO. Para el ejercicio, se han seleccionado las condiciones representativas de un escenario de invierno con fuertes vientos de ONO que se dirigen hacia el mar.
- Modelización de las consecuencias del accidente con JRODOS. Se ha determinado la dispersión atmosférica de la nube radiactiva emitida tras el accidente, el escenario de depósito resultante tras dicha emisión y el impacto radiológico por las diferentes vías de exposición. La comparación de los resultados obtenidos con los correspondientes criterios de protección radiológica permite identificar las zonas susceptibles de actuaciones preventivas y de intervención a largo plazo.
- Establecimiento de las estrategias potenciales de intervención. La selección, aplicación y respuesta de las posibles actuaciones de intervención depende de las características y condiciones existentes en cada una de las zonas identificadas previamente como zonas de intervención. La evaluación de estas actuaciones se realiza con los módulos ERMIN y AgriCP.



Conclusiones

En este trabajo se ha presentado el desarrollo del escenario seleccionado para utilizarlo en un ejercicio nacional de coordinación y gestión a largo Plazo tras una emergencia nuclear. La sistemática presentada diferencia las condiciones ambientales y el tipo y magnitud del término fuente como variables en el proceso de selección del escenario, permitiendo establecer situaciones típicas o extremas. La modelación con JRODOS proporciona un amplio abanico de resultados según la fase del accidente que se considere y los objetivos específicos que se quieran alcanzar durante el proceso de evaluación. El proceso metodológico que seguirá a continuación supone realizar sobre el escenario seleccionado un análisis completo y discusión de las amenazas, la sensibilidad de la zona, las alternativas de mitigación de los impactos y su factibilidad y efectividad, así como favorecer la participación activa de los actores locales, regionales y nacionales. Con la adecuada selección de los escenarios de evaluación se podrá avanzar en el establecimiento e implantación de una metodología útil para la preparación local a la respuesta y recuperación tras una emergencia nuclear. Y finalmente, las conclusiones obtenidas del ejercicio ayudarán, también, a aclarar las funciones y responsabilidades, además de mejorar la cooperación, dentro de cada nivel y a lo largo de la cadena nacional > regional > municipal-local involucrada en este proceso.

Bibliografía

- [1] McGuire, S. A.; Ramsdell, J. V. and Athey, G. F. "Rascal 3.0.5: Description of Models and Methods". NUREG-1887, 2007. Available at: <http://www.nrc.gov/reading-rm/docollections/nuregs/staff/sr1887/sr1887.pdf>.
- [2] Ehrhardt, J. and Weis, A. (eds). "RODOS: Decision support system for off-site nuclear emergency management in Europe". European Commission, Brussels, Report EUR 19144. 2000.
- [3] European Commission. "EURANOS. Recovery handbooks for radiation incidents: Food production systems; Inhabited areas and Drinking water supplies". Report EUR 24457 EN. European Union, 2010.

RECOMENDACIONES DE ACTUACIÓN EN CASO DE COLAR HASTA SEMIPRODUCTO, TRAS DETECTAR MATERIAL RADIATIVO EN PROCESO DE FUSIÓN DE ACERO

Gamo Pascual V¹ y López Rodríguez MC²

¹Compañía Internacional de Protección, Ingeniería y Tecnología, S.A.U. (PROINSA)/Unidad Técnica de Protección Radiológica. Madrid.

²Compañía Internacional de Protección, Ingeniería y Tecnología, S.A.U. (PROINSA)/Unidad Técnica de Protección Radiológica. Madrid.

Correspondencia: clopez.proinsa@eulen.com

Palabras clave: Control radiológico, materiales metálicos, chatarras, emergencias.

Introducción y objetivos

Las fuentes radiactivas se emplean en todo el mundo para una amplia variedad de propósitos beneficiosos en industria, medicina, agricultura, investigación y educación. Este uso de las fuentes lleva asociada la existencia de un control regulador de las mismas, con el objeto de que no supongan un riesgo. Una fuente huérfana es aquella fuente que nunca ha estado bajo control regulador pero debería haberlo estado o aquella fuente que habiendo estado bajo control regulador ha sido abandonada, perdida momentáneamente, robada o retirada sin autorización. La industria de producción de acero es una de las más afectadas por esta problemática pues una fuente de estas características puede llegar al interior de la industria oculta en partidas de chatarra que estas empresas incorporan como materia prima en su fabricación de acero en diversos productos, generando un problema cuando la fuente se introduce en el horno de fusión. En este contexto, se han producido ya algunos casos en los que una fuente radiactiva ha sido introducida en el horno oculta entre la chatarra y ha resultado fundida a la vez que ésta, produciéndose, en consecuencia, la dispersión del material radiactivo de la fuente. Se ha elaborado un documento-guía con el fin crear un procedimiento modelo que determine las actuaciones a seguir, si se opta por colar hasta semiproducto, en el caso de la fusión de una fuente radiactiva de Cobalto-60, fuente huérfana, cuya distribución en el proceso de fusión se realice fundamentalmente en el baño de acero [1] [2] y exponga la evolución de la situación radiológica de una planta siderúrgica, desde el primer momento del incidente hasta su recuperación total, para obtener la liberación desde el punto de vista radiológico del conjunto de la instalación. Cada instalación en función de su diseño y condiciones de funcionamiento, particularizará dicho procedimiento modelo. Se describe someramente el funcionamiento de una instalación modelo y un posible escenario del suceso para lograr una interpretación lo más objetiva posible de los datos que se presentan.

Material y métodos

El documento se divide en una parte principal, en la que se exponen los datos más significativos, y una serie de Anexos de apoyo y ampliación de la citada parte principal. Dentro de la estructura del documento se incluyen entre otros temas, la descripción y funcionamiento general de una acería, los semiproductos y productos obtenidos y los sistemas de detección de la radiación que incorpora la instalación con el objeto de dar cumplimiento al Protocolo de Colaboración sobre Vigilancia Radiológica de los Materiales Metálicos y siguiendo las recomendaciones de la Guía de Seguridad del CSN 10.12, Control Radiológico de Actividades de Recuperación y Reciclado de Chatarras. Además se establece un procedimiento a seguir relativo a las primeras medidas a tomar en caso de detección de material contaminado con Cobalto-60 y se determinan los criterios para la toma de decisión en este caso concreto, que se basan fundamentalmente en: la viabilidad de la posterior gestión del residuo radiactivo por parte de ENRESA producido tras la fusión de la fuente radiactiva, la cualificación del personal que interviene en el proceso de colada para la obtención de acero fundido, y que estos trabajadores son miembros de público, por lo que se toman las medidas necesarias para asegurar que durante el proceso de colada no reciban más de 1 mSv [3](según Reglamento de Protección Sanitaria Contra las Radiaciones Ionizantes). Dentro de esta guía se ha desarrollado una herramienta (Hoja Excel) a través de la cual se puede calcular, para cada instalación y puesto de trabajo, el valor de Actividad específica (Bq/g) de Cobalto-60 que se tendría que registrar en la prueba de colada, para que la dosis efectiva recibida por cada uno de los trabajadores en los diferentes puestos de trabajo, teniendo en cuenta el tiempo de exposición, fuera 1 mSv. Esta Actividad específica se considerará como Actividad Límite para que un trabajador pueda permanecer en el puesto de trabajo durante todo el proceso de colada. Esta herramienta consta de tres partes:

“Hipótesis”, que se han utilizado para el cálculo de tasas de dosis producidas por las diferentes fuentes de radiación.

“Tasas de Dosis”, utilizando las diferentes hipótesis del apartado anterior, se determinan los valores de tasas de dosis ($\mu\text{Sv/h}$) que existirían en los diferentes puestos de trabajo, debidos a las diferentes fuentes de radiación en el caso de que la Actividad específica medida en espectrómetro de colada fuera de 1 Bq/g. “Tabla de Cálculos”, que nos dará la información relevante por cada puesto de trabajo, esto es: Actividad Específica Límite (Bq/g), Dosis (mSv), que recibiría cada trabajador en un puesto de

trabajo durante el proceso de colada y Limitación de tiempo (Minutos + Segundos), para Actividades Específicas medidas en espectrómetro de colada superiores a la Actividad Específica Límite para cada puesto de trabajo.



Estimación de Actividad Específica Límite y Limitación de Tiempo por Puesto de Trabajo en Caso de Fusión de Fuente Radiactiva de Co-60

HIPÓTESIS

2. Horno tras el Vuelco (Pie de Baño) (Acero + Escoria).

HORNO (Tras el Vuelco Pie Baño)	HORNO							
	50 Tm		100 Tm		150 Tm		300 Tm	
	5 Tm Acero	0,75 Tm Escoria	10 Tm Acero	1,5 Tm Escoria	15 Tm Acero	2,25 Tm Escoria	30 Tm Acero	4,5 Tm Escoria
Radio (cm)	127	127	159	159	182	182	230	230
Altura (cm)	12,7	0,8	15,9	1,7	18,2	2,5	23	5
Refractario (cm)	32	32	40	40	46	46	58	58
Agua (cm)	2	2	2	2	2	2	2	2
Acero (cm)	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5
Densidad (Tm/m ³)	7,85	2,98	7,85	2,98	7,85	2,98	7,85	2,98
Actividad (Bq)	5,00E+06	3,19E+05	1,00E+07	6,38E+05	1,50E+07	9,57E+05	3,00E+07	1,91E+06

Puesto de Trabajo	Fuentes de Radiación	Distancia (m)	T ₀ para 1 Bqg (Bq.vh)	Tiempo Exposición (minutos)	Segundos	Dosis para 1 Bqg (Bq)
1 Control Fusión	Acero Horno	12	1,829E-06	45	0	1,62E-04
	Escoria Horno		2,267E-04			
2 Tomador Muestras	Acero Horno	1,5	8,511E-06	2	0	4,79E-04
	Escoria Horno		1,435E-02			
3 Control Vuelco	Acero Horno	2	8,121E-03	3	0	1,07E-03
	Escoria Horno		1,402E-06			
	Ciclo Horno-Cicladora		1,459E-03			
	Cicladora		8,386E-03			
4 Tratado Cuchara	Cicladora	3	4,670E-03	3	0	2,34E-04
5 Control Aire	Cicladora	4	2,775E-03	30	0	1,62E-03
6 Cuchasero	Cicladora	3	1,981E-03	45	0	2,88E-03
	Ciclo Ciclad-Africa		4,5			
	Africa		1,129E-03			
	Ciclo Africa-Linea 1		1,65			
	Ciclo Africa-Linea 2		2,75			
	Ciclo Africa-Linea 3		3,85			
Ciclo Africa-Linea 4	4,95					
Ciclo Africa-Linea 5	6,05					
Ciclo Africa-Linea 6	7,15					

Resultados y discusión

Una vez determinado el alcance de la contaminación la instalación elaborará un plan de acción para adoptar las medidas de protección radiológica y de gestión de materiales que sean necesarias para descontaminar la instalación y gestionar de forma segura los residuos resultantes de las operaciones. Este plan deberá incluir como mínimo, las medidas preventivas (para el cumplimiento del objetivo de dosis 1mSv/año), esquema de la zona afectada y su caracterización de la instalación, los objetivos radiológicos, los criterios de protección radiológica, la descripción de los trabajos (limpieza y descontaminación), la retirada de los residuos, así como la información precisa al Consejo de Seguridad Nuclear (C.S.N.).

Bibliografía

[1] Legarda F, Herranz M, Peñalva I, Arana JL, Zuloaga P, Ordóñez M, Serrano I. Evaluación cuantitativa de las rutas de transporte de radionucleidos en la fusión de fuentes huérfanas.
 [2] Peñalva I, Legarda F, Zuloaga P, Ordóñez M, Serrano I. Distribución del material radiactivo durante la fusión de fuentes huérfanas en acerías de horno eléctrico de arco.
 [3] Real Decreto 783/2001, de 6 de julio, por el que se aprueba el Reglamento sobre Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes (BOE 26/07/2001).

HERRAMIENTAS DE AYUDA A LA GESTIÓN DE ÁREAS HABITADAS CONTAMINADAS

Gallego E y Iglesias R

Universidad Politécnica de Madrid. Departamento de Ingeniería Nuclear. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales. Madrid.

Correspondencia: eduardo.gallego@upm.es

Palabras clave: Accidentes nucleares, exposición existente, áreas contaminadas, rehabilitación.

Introducción y objetivos

La compleja situación que plantean los accidentes nucleares o radiológicos en entornos habitados requiere analizar cuidadosamente las diferentes opciones posibles de gestión de cara a reducir la contaminación en las diferentes superficies, teniendo en cuenta su distribución espacial y temporal y cómo contribuyen a las dosis recibidas por la población. Además de los factores puramente radiológicos, han de tenerse en cuenta otros múltiples aspectos que influyen sobre la puesta en práctica de estas opciones, tales como su coste, la efectividad en reducir la contaminación, la dosis que puedan recibir los operarios, la gestión de los residuos generados, el impacto medioambiental causado, junto con aspectos éticos y sociales y los de información y comunicación. Necesariamente se ha de disponer de mecanismos de interacción con las partes interesadas: autoridades y asociaciones locales, consejos escolares, empresarios y comerciantes, etc. Para todo ello, en el proyecto europeo EURANOS se han desarrollado herramientas capaces de proporcionar ayuda a la planificación de la fase de recuperación, ilustrando la forma de seleccionar y combinar las opciones de gestión y por lo tanto, construir una estrategia de recuperación, de acuerdo con las recomendaciones más recientes de la ICRP [1] para situaciones de exposición existente después de emergencias radiológicas o nucleares. Dichas herramientas se han traducido al español y se han adaptado para su aplicación en escenarios post-accidente severo en centrales nucleares.

Material y métodos

Las herramientas empleadas son el “Manual para las Zonas Habitadas” [2] y el código ERMIN [3], que es de hecho una implementación computacional del primero que además incorpora potentes modelos de predicción de la evolución de la situación a largo plazo. El Manual para las Zonas Habitadas está dirigido a departamentos y agencias del gobierno central, expertos en protección radiológica, representantes locales y sus consejeros, autoridades sanitarias y del agua, el personal de respuesta a emergencias (fuerzas y cuerpos de seguridad del estado, sanitarios, bomberos, etc.), así como a otras partes interesadas que puedan verse afectadas o preocupadas, en función de la situación. El Manual es una herramienta de ayuda que compila la información relevante para ayudar a identificar los aspectos importantes y evaluar las opciones de gestión. Contiene fichas sobre 59 opciones de gestión diferentes, aplicables a: edificios; carreteras o zonas pavimentadas; suelos; hierba; árboles y arbustos y superficies industrializadas especializadas. Contempla diferentes escenarios de contaminación: accidentes en centrales nucleares, de transporte, ataques terroristas, así como distintas escalas temporales: inmediatamente después de la fase de emergencia y al cabo de un año. Incluye también un gran número de radionucleidos. Para facilitar su aplicación, se han desarrollado unos esquemas que ayudan a seleccionar las opciones más indicadas en general para cada escenario, superficie y momento de intervención. Por su parte, ERMIN (European Model for Inhabited Areas) [3] es una sofisticada herramienta que forma parte del sistema JRODOS y que permite analizar el comportamiento de los radionucleidos en entornos habitados, calcular la exposición del público por irradiación externa e inhalación de material resuspendido, y explorar diferentes opciones de gestión, basadas en contramedidas como la descontaminación, la sustitución de superficies o los traslados de población, separadamente o combinados entre sí para definir una estrategia. El módulo estima las dosis resultantes y las dosis residuales, las superficies principales en términos de contribución a la dosis de radiación, el esfuerzo y coste necesario para aplicar las contramedidas, etc. En esencia, el programa ERMIN trata de responder a las siguientes preguntas:

- ¿Cómo quedará distribuido el material radiactivo liberado entre las distintas superficies del medio urbano (suelo sin pavimentar y césped, pavimentos, tejados, paredes externas y superficies internas de los edificios, plantas, árboles y arbustos, alcantarillas)?
- ¿Qué evolución temporal tendrá la actividad de los radionucleidos depositados en diferentes superficies?
- ¿Cuánta dosis recibirán las personas en diferentes periodos de tiempo (primera semana, primer mes, primer año o años sucesivos)?
- ¿Qué combinación de contramedidas puede resultar más efectiva?
- ¿Qué dosis recibirán los trabajadores que lleven a cabo las tareas de aplicación de las contramedidas?
- ¿Cuál será el volumen y la actividad de los residuos generados?

- ¿Qué recursos materiales serán necesarios?
- ¿Cuál será el coste de las estrategias de mitigación?

La tabla adjunta presenta el conjunto de contramedidas para las que ERMIN dispone de modelos específicos:

ERMIN. Intervención sobre superficies		
Contramedidas en ERMIN (modelos disponibles)		
Edificios	Pavimentos	Suelo y césped
Regado	Regado	Corte césped
Cepillado de tejados	Aspiración	Eliminación de plantas
Regado a alta presión	Regado a alta presión	Sustitución de la parte superior del suelo
Limpieza con agua caliente a presión de tejados	Sustitución de la superficie	Fijación del contaminante
Sustitución de tejado	Voltear adoquines	Excavación
Abrasión mecánica de la madera	Fijación del contaminante	Arado
Fijación del contaminante	Árboles y arbustos	Arado especial
Aspiración	Recolección de hojas	Motocultivo
Retirar mobiliario	Poda o eliminación	Cubrir con suelo limpio

Resultados discusión y conclusiones

Las herramientas se han traducido y adaptado para su aplicación a escenarios realistas de situaciones post-accidente severo en emplazamientos nucleares españoles, empleándose en un ejercicio realista de planificación de la fase de rehabilitación en el marco del proyecto europeo NERIS-TP. Han demostrado ser de gran utilidad para representar con realismo las condiciones en las que han de tomarse decisiones que condicionarán las posibilidades de habitar con seguridad en las zonas afectadas por el accidente.

Bibliografía

- [1] International Commission on Radiological Protection. Application of the Commission's Recommendations to the Protection of People Living in Long-term Contaminated Areas after a Nuclear Accident or a Radiation Emergency. ICRP Publication 111. Annals of the ICRP, 39-3 (2009).
- [2] Nisbet, A. et al., Generic Handbook for Assisting in the Management of Contaminated Inhabited Areas in Europe Following a Radiological Emergency. Version 2. EURANOS(CAT1)-TN(09)-03. Health Protection Agency (2010). (Versión en Español producida por los autores).
- [3] Charnock T.W. The European model for inhabited areas (ERMIN) – developing a description of the urban environment. Radioprotection, Vol. 45-05, pp S55 - S61 (2010). DOI: <http://dx.doi.org/10.1051/radiopro/2010016>

ÁREA 11

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE

ÍNDICE DE TRABAJOS DEL ÁREA 11

- 001. Determinación de Uranio y ^{210}Po en el río Odiel para valorar el impacto radiactivo de los drenajes ácidos mineros**
Manjón G, Lehitani M, Mantero J, Díaz Francés I y García-Tenorio R
- 002. Disponibilidad del Uranio presente en el fango generado en dos estaciones de tratamiento de agua potable.**
Muñoz-Serrano A, Baeza A, Salas A y Guillén J.
- 004.Vigilancia radiológica de los miembros del público durante las actividades de movimiento de tierras del área del Montecillo del CIEMAT.**
Alvarez A, Yagüe L, Navarro N, Gascó C, Ortiz MT y Quiñones J.
- 005. nNiveles de concentración de radionucleidos emisores alfa en aguas de origen natural. Implicaciones en el uso de los distintos radionucleidos de referencia para la determinación del Índice de Actividad Total Alfa.**
Corbacho JA, Baeza A, Guillén J, Vallés I, Serrano I, Camacho A y Montaña M.
- 006. Contenido radioactivo en aguas subterráneas de la Isla de Tenerife (Canarias).**
López-Pérez M, Duarte-Rodríguez X, Rodríguez-Perestelo N, Catalán-Acosta A, Fernández-De Aldecoa JC y Hernández Armas J.
- 007. Determinación de Plutonio en muestras de orina de 24h mediante ICP-SFMS Y AMS.**
Aragón del Valle A, Antón Mateos MP, Chamizo Calvo E, Barrado Olmedo AI e Yllera de Llano A.
- 008. Evaluación de la transferencia del ^3H de la lluvia a los hongos en dos zonas, próxima y alejada de la Central Nuclear de Almaraz.**
Baeza A, García E, Riesgo R, Rodríguez A y Guillén J.
- 009. Estudios radioecológicos en el Centro Nacional de Aceleradores basados en la determinación de ^{129}I mediante espectrometría de masas con acelerador (AMS).**
López-Gutiérrez JM, Gómez-Guzmán JM, Chamizo E I, Santos FJ, García-León M y García-Tenorio R.
- 010. Contenido radioactivo en aerosoles y agua de lluvia .**
Rodríguez Perestelo N, López Pérez M, Rodríguez S, Duarte X, Catalán A, Fernández de Aldecoa JC y Hernández J
- 011. Balances de radionucleidos y elementos traza en la valoración de residuos ricos en yeso mediante un proceso de captura del CO_2 .**
Pérez-Moreno SM, Contreras M Gázquez MJ y Bolívar JP.
- 012. Evaluación del impacto radiactivo en las áreas limítrofes a las balsas de fosfoyeso previo a su restauración.**
Gázquez MJ, Mantero J, Mosqueda F, García-Tenorio R y Bolívar JP.
- 013. Comportamiento de los isótopos de Uranio a lo largo de un ciclo mareal en un estuario afectado por drenaje ácido de minas.**
Hierro A, Martín JE, Olías M, García C y Bolívar JP
- 014. Contaminación ambiental: influencia en el funcionamiento de un captador de aerosoles radiactivos.**
Duarte Rodríguez X, Hernández Armas J, Martín Delgado J, Rodríguez Perestelo N, Pérez López M, Catalán Acosta A y Fernández de Aldecoa JC.
- 016. Influencia de la geometría de calibración en la determinación de emisores gamma en filtros de carbón activo.**
Lauradó Tarragó M y Tent Petrus J.
- 017. Visión general del índice de actividad beta total y beta resto en las aguas superficiales de los ríos españoles.**
Pujol L, Payeras J y de Pablo MA.
- 018. Determinación de ^{230}Th mediante ICP-MS durante el control de las actividades de restauración de un área de terreno contaminada con estériles de minería de Uranio.**
Yagüe L, Conde E, Navarro N, Fernández M, Ortiz MI, Noguerales C y Gascó C.
- 019. Dosis poblacionales por estudios de medicina nuclear (DOMNES). Contribución del proyecto DOMNES a Dose Datemed2**
Ramírez ML, Ruiz A, Ferrer N, Alonso Farto JC, Álvarez C y Rodríguez M.
- 020. Control de calidad en la precisión del Índice de Actividad Beta Total en diferentes matrices de muestras de aguas**
Pujol L, de Pablo MA y Payeras J.
- 021. Avances en el marco regulador de la protección contra el Radón en España.**
García-Talavera M, Martín Matarranz JL, Rey C, Salas R y Ramos L.
- 022. Análisis de los resultados de la vigilancia radiológica ambiental en España tras los accidentes de Chernóbil y Fukushima.**
Luque Heredia S, Salas Collantes R, Rey del Castillo C Marugán Tovar I, Sterling Carmona A, Ramos Salvador y Lorente Lorente P.
- 023. Importancia del estudio comparativo de dosis en TC entre distintos centros.**
Ramos Amores D, Serna Berná A, Mata Colodro F y Puchades Puchades V.
- 025. Resultados de los programas especiales de vigilancia radiológica en los emplazamientos de las instalaciones nucleares: implicaciones en el programa de vigilancia radiológica ambiental (PVRA).**
Marugán Tovar I, Sanz Alduán MT, Luque Heredia S, Rey del Castillo C, Salas Collantes R, Sterling Carmona A, Ramos Salvador L y Lorente Lorente P.
- 026. Veinte años del programa nacional de vigilancia radiológica de la atmósfera y medio terrestre**
Rey del Castillo C, Luque Heredia S, Marugán Tovar I, Salas Collantes R, Sterling Carmona A, Lorente Lorente P y Ramos Salvador L.
- 028. Veinte años de la Red de Estaciones Automáticas (REA) de vigilancia radiológica ambiental de L. CSN.**
Parages C, Sánchez C, García JP, Calvín M y De la Vega R.

030. Últimos desarrollos sobre la modelización de la biosfera en la gestión de residuos radiactivos en España.

Pérez Sánchez D y Trueba Alonso C.

031. Evaluación del posible impacto en el medioambiente de la instalación de El Cabril utilizando la herramienta ERICA.

Real Gallego A.

032. Aplicación de la normativa española sobre suelos contaminados en Protección Radiológica .

Trueba Alonso C y Robles Atienza B

033. Diseño de un software para el cálculo de blindajes en radiodiagnóstico basado en varios estándares de cálculo.

Falero B, Bueno P, Chaves MA, Ordiales JM, Villafana O y González MJ.

034. Diseño de un software para el cálculo de blindajes en radiodiagnóstico basado en varios estándares de cálculo.

Falero B, Bueno P, Chaves MA, Ordiales JM, Villafana O y González MJ.

DETERMINACIÓN DE URANIO Y ^{210}Po EN EL RÍO ODIEL PARA VALORAR EL IMPACTO RADIATIVO DE LOS DRENAJES ÁCIDOS MINEROS

Manjón G, Lehitani M, Mantero J, Díaz Francés I y García-Tenorio R

Grupo de Física Nuclear Aplicada. Universidad de Sevilla.
Correspondencia: manjon@us.es

Palabras clave: Uranio, Polonio, drenajes mineros, impacto radiactivo ambiental

Introducción y objetivos

Desde 1986 nuestro grupo de investigación ha realizado un seguimiento del impacto radiactivo ambiental en el estuario del río Odiel, generado por las fábricas de producción de ácido fosfórico de Huelva, que emitían residuos NORM. Una vez cerradas las fábricas y, consecuentemente, eliminada la emisión de residuos, se ha podido observar el impacto radiactivo en el estuario de una segunda fuente de contaminación: los drenajes mineros¹ que se vierten en la cuenca norte del río Odiel. Para constatar esta segunda fuente de contaminación, hemos procedido al estudio de los niveles de concentración de radionucléidos naturales en las aguas y sedimentos del río Odiel en los lugares en que tiene lugar la incorporación de los drenajes ácidos mineros. En este marco, podemos indicar que el objetivo de este trabajo ha sido la determinación de las concentraciones de isótopos de uranio (^{238}U y ^{234}U) y ^{210}Po en muestras de agua y sedimentos localizadas a lo largo del cauce del río Odiel y sus afluentes en la zona minera de Huelva, la cual se encuentra inmersa en la Zona Pirítica Onubense.

Material y métodos

Las muestras de agua de río se acidularon tras su recogida y se trazaron con ^{232}U y ^{209}Po para la obtención de los correspondientes rendimientos químicos. Se procedió a la separación y concentración de actínidos y polonio mediante coprecipitación con hierro. En el caso de las muestras de sedimentos se introdujo un paso previo de disolución con agua regia. En ambos casos, la separación de polonio y uranio se hizo mediante extracción solvente con TBP. Como último paso se procedió a la autodeposición de polonio en planchetas de plata e, independientemente, a la electrodeposición de uranio en planchetas de acero inoxidable.

Resultados y discusión

De los resultados obtenidos se deduce que los drenajes ácidos mineros generan una elevada acidez en las aguas del Odiel y producen un aumento local en las concentraciones de isótopos de uranio en aguas, en las proximidades de las entradas de estos drenajes ácidos. Estas cantidades antropogénicas de uranio son transportadas en disolución y en medio ácido hacia la cuenca sur del río Odiel, donde se depositan en los sedimentos, afectados por el incremento del pH que experimentan las aguas del río en su mezcla con las aguas de mar. Por el contrario, las concentraciones de ^{210}Po se mantienen uniformes en las aguas de toda la cuenca del río Odiel y con valores típicos de encontrar en sistemas acuáticos no afectados por contaminación, indicando ello que los drenajes ácidos mineros no aportan a las aguas del río Odiel cantidades apreciables de este radionucléido. Los resultados de las concentraciones de actividad en sedimentos se mantienen en valores naturales, tanto para ^{210}Po como para los isótopos de uranio hasta llegar a la desembocadura, lo que indica que, debido al pH ácido de las aguas, que el uranio aportado por los drenajes ácidos mineros migra hacia el estuario en disolución o suspensión con las aguas del río, probablemente asociado a los compuestos de hierro que el río arrastra.

Conclusiones

Se ha observado un claro e inequívoco impacto radiactivo en las aguas del río Odiel, originado por la incorporación de uranio procedente de los drenajes mineros situados en la zona norte de su cuenca. Dicho uranio se transporta en disolución a lo largo del cauce del río hasta llegar al estuario donde experimenta su precipitación.

Bibliografía

[1] M. Sarmiento, J. Miguel Nieto, M. Olías, C. R. Cánovas. "Hydrochemical characteristics and seasonal influence on the pollution by acid mine drainage in the Odiel river Basin (SW Spain)". Applied Geochemistry 24 (2009) 697–714.

DISPONIBILIDAD DEL URANIO PRESENTE EN EL FANGO GENERADO EN DOS ESTACIONES DE TRATAMIENTO DE AGUA POTABLE

Muñoz-Serrano A, Baeza A, Salas A y Guillén J

LARUEX (Laboratorio de Radiactividad Ambiental de la Universidad de Extremadura), Cáceres.

Correspondencia: nita2ms@gmail.com

Palabras clave: NORM, Uranio, ETAP, especiación química.

Introducción y objetivos

Durante el tratamiento que se lleva a cabo en una Estación de Tratamiento de Aguas Potables (ETAP) se producen fangos enriquecidos en los componentes que han sido eliminados del agua. En diversos acuíferos explotados actualmente en nuestro país, existen aguas que poseen contenidos significativos de radionucleidos de origen natural, que al eliminarse mediante una modificación del procedimiento tradicional de potabilización [1], se consigue reducirlos hasta niveles aptos para su consumo según la legislación vigente en España. Sin embargo, este tratamiento produce la concentración de dichos radionucleidos en los fangos generados, haciendo que posean un contenido radiactivo que puede ser del orden o mayor que el de otros materiales NORM, como las cenizas de centrales térmicas, subproductos de petróleo... La concentración y disponibilidad de los radionucleidos acumulados en un fango durante el proceso de coagulación-floculación, va a condicionar su posible uso posterior, por lo que se hace imprescindible realizar previamente la caracterización del fango y su especiación química. En el presente trabajo, se ha estudiado mediante especiación química, la disponibilidad del uranio incorporado a los fangos generados en dos ETAPs A y B, en las que se ha utilizado un procedimiento de potabilización modificado para eliminar eficientemente dicho uranio de las aguas así tratadas, cuyo origen es, respectivamente, subterráneo y superficial.

Material y métodos

El fango recolectado se ha sometido a un proceso de secado a 50 °C hasta peso constante. Para conocer las formas químicas en las que prioritariamente se localizan los radionucleidos naturales en los mismos, es preciso realizar su especiación química. Para ello, se ha desarrollado un método basado en los trabajos de especiación realizados por otros autores [2]. Así, y partiendo de 1 gramo de lodo seco, la especiación consiste en: obtener inicialmente la fracción soluble (1), mediante su disolución parcial con agua bidestilada. A continuación, el sólido resultante es tratado con acetato amónico, el cual se encuentra a pH neutro, extrayéndose así la fracción identificada como intercambiable (2). La siguiente fracción, se aísla mediante la adición de acetato sódico a pH ligeramente ácido, resultando así la fracción calificable como carbonatada (3). La fracción reducible, que a su vez se divide en dos: la fracción fácilmente reducible (4A), extraída del lodo mediante la utilización de hidroxilamina y la fracción moderadamente reducible (4B), utilizando en este caso la extracción mediante oxalato amónico. El siguiente paso de la especiación química, es aquel por el que se obtiene la fracción orgánico/sulfhídrica (5), mediante la utilización de peróxido de hidrógeno y acetato amónico a pHs ácidos. Por último, se obtiene la fracción residual (6) mediante el uso de ácido nítrico concentrado al 40%. Una vez separadas las distintas fracciones, se realiza en cada una de ellas un análisis radioquímico para determinar el contenido en los isótopos del uranio ^{234}U , y ^{238}U mediante espectrometría alfa.

Resultados y discusión

Para las características fisicoquímicas de ambas aguas, Tabla 1, es importante señalar la diferencia existente en los carbonatos, tres veces mayor en el agua subterránea A. En cuanto a las características radiológicas observamos que, el agua subterránea además de tener un mayor contenido de uranio, posee un gran desequilibrio isotópico $^{234}\text{U}/^{238}\text{U}$, bastante común en este tipo de aguas [3].

Los datos obtenidos de ^{234}U y ^{238}U , para los fangos producidos en la ETAP A son 6182 ± 589 Bq/Kg y 1204 ± 99 Bq/Kg respectivamente, mientras que el fango B posee un contenido menor (al igual que las aguas de partida), 1872 ± 130 Bq/kg para ^{234}U y 1513 ± 109 Bq/Kg de ^{238}U . Estos resultados muestran la elevada concentración de uranio de los fangos producidos, y podrían justificar su calificación como material NORM. Por otra parte, y como era de esperar, la proporción $^{234}\text{U}/^{238}\text{U}$ que poseían las aguas, se mantiene en los fangos. Los resultados de la especiación los cuantificamos como porcentajes de actividad detectada en cada una de las fracciones del fango, A_F , con respecto a la actividad total recuperada del fango, A_T , según la ecuación $\%A_F=(A_F/A_T)\times 100(1)$. Estos se presentan en la Figura 1. De su observación debe indicarse en primer lugar que los resultados obtenidos para los dos radioisótopos del uranio son idénticos entre sí, dentro de las incertidumbres experimentales, como cabría esperar, ya que químicamente ambos radioisótopos tienen igual comportamiento. Por otra parte, en la figura 1 se aprecia que

existe un comportamiento diferente en la especiación química realizada a los fangos. Para el fango B, el uranio se encuentra predominantemente en la fracción moderadamente reducible (F4B), del orden de un 50%, indicando que el uranio está asociado al fango en forma de óxidos metálicos, principalmente de aluminio, debido a que el reactivo principalmente empleado en dicha ETAP es sulfato de aluminio. Por su parte, la mayor concentración de uranio para el fango A, se encuentra en la fracción carbonatada (F3), aproximadamente un 28% y, a continuación, en las fracciones reducibles (F4A y F4B). Esta diferencia de comportamiento entre los dos fangos, se debe a que la mayor presencia de carbonatos en el agua A tiene su reflejo en el mayor contenido en el fango generado y, como consecuencia en la mayor concentración de $UO_2CO_3(aq)$, especie predominante en el agua a pH 6 cuando se aplica el procedimiento modificado de potabilización desarrollado en el LARUEX [4].

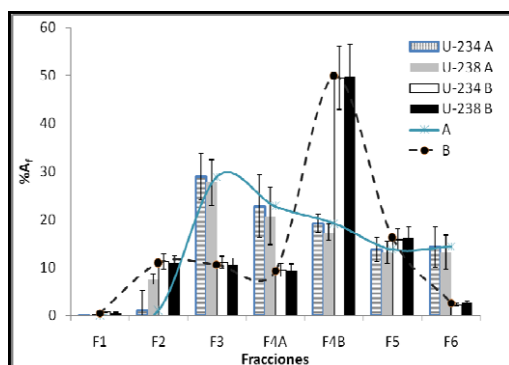


Figura 1. Especiación química del fango generado en las ETAPs A y B expresados porcentualmente

Parámetro	Aguas	
	A	B
pH	7,9	9,8
Bicarbonatos (mg/L)	322,7	95
Sulfatos (mg/L)	143	226
Cloruros (mg/L)	185,5	203
Calcio (mg/L)	52,5	116
Magnesio (mg/L)	50,2	49
^{234}U (Bq/L)	1.255±0.207	0,164±0,013
^{238}U (Bq/L)	0.216±0.044	0,121±0,011
$^{234}U/^{238}U$	5,8	1,1

Tabla 1. Principales características fisicoquímicas y radiológicas de las aguas antes de su tratamiento

Conclusiones

En los fangos generados durante un proceso de potabilización del agua, modificado para eliminar eficientemente su contenido en uranio se observa mediante la especiación química de los fangos, que la concentración de carbonatos contenida en el agua es decisiva a la hora de producirse la asociación del uranio a los mismos, de forma que:

- El agua superficial, con un contenido bajo de carbonatos, provoca que el uranio se encuentre mayoritariamente asociado a óxidos metálicos, concretamente en la fracción reducible (F4A+F4B).
- Si el agua original es carbonatada, se produce una mayor presencia de uranio en la fracción carbonatada (F3), aumentando por tanto su biodisponibilidad y el riesgo de transferencia a las plantas, si este fango se emplea como fertilizante para suelos de cultivo.

Agradecimientos: Al MICIIN por financiar el proyecto FIS2011-29788 y al CSN por su financiación del estudio para delimitar el impacto de la potabilización radiológica del agua.

Bibliografía

- [1] A. Baeza, A. Salas, J. Guillén, Adaptation of Working Conditions of an Operating Drinking Water Treatment Plant to Remove Naturally Occurring Radionuclides, *Water Air Soil Pollut* 2012; 223: 5057-5069.
- [2] A. Tessier, P.G.C. Campbell, M. Bisson, Sequential extraction procedure for the speciation of particulate trace metals, *Anal. Chem.* 1979; 51: 844-858.
- [3] Ivanovich, M., Harman, R.S., 1982. Uranium series disequilibrium: Application to Environmental Problems, Ed. Clarendon Press, Oxford.
- [4] A. Baeza, A. Salas, F. Legarda, Determining factors in the elimination of uranium and radium from groundwaters during a standard potabilization process, *Sci of the Total Environment* 2008; 406: 24-34.

VIGILANCIA RADIOLÓGICA DE LOS MIEMBROS DEL PÚBLICO DURANTE LAS ACTIVIDADES DE MOVIMIENTO DE TIERRAS DEL ÁREA DEL MONTECILLO DEL CIEMAT

Alvarez A¹, Yagüe L¹, Navarro N¹, Gascó C¹, Ortiz MT² y Quiñones J¹

¹CIEMAT. Madrid.

²ENRESA. Departamento Seguridad-UTPR. Madrid.

Correspondencia: aliciaalvarez@ciemat.es

Palabras clave: Protección Radiológica, público, Dosis interna.

Introducción y objetivos

Dentro de las actuaciones del proyecto PIMIC del CIEMAT, en el año 2012 se acometió la excavación y posterior movimiento de tierras en el área denominada “montecillo”. De acuerdo con los estudios analíticos previos, las tierras de esta zona contenían restos de estériles de minería del Uranio y por tanto concentraciones de actividad de radionucleidos naturales superiores a las del fondo radiactivo natural. Con objeto de evaluar el impacto radiológico sobre el público, antes del inicio de la excavación se llevó a cabo una evaluación teórica de las dosis por inhalación que recibiría un miembro del público que permaneciese en las proximidades de la obra durante todo el periodo de su realización. Con objeto de validar los cálculos teóricos realizados, la inhalación de este miembro del público se ha supuesto que es la misma que la recogida en las muestras ambientales de un punto de muestreo del PVRA del CIEMAT próximo a la zona de obra. La comparación de la evaluación teórica y de la realizada a partir de los datos experimentales de concentración de actividad de radionucleidos naturales se presenta en este trabajo.

Material y métodos

Los resultados experimentales disponibles corresponden al análisis mediante espectrometría gamma de muestras de aerosoles recogidos en un punto de muestreo del PVRA próximo a la zona de obra, antes y durante la excavación del montecillo. Ya que se trata de radionucleidos naturales y por tanto detectados siempre en las muestras de aerosoles del PVRA, se realizó una primera evaluación dosimétrica a partir de los datos experimentales de los radionucleidos de interés antes de iniciar la excavación. Para ello se utilizaron los coeficientes de cálculo de dosis por inhalación del RD 783/2001. De esta forma se calculó la dosis recibida por la población debida a la inhalación de los radionucleidos naturales del fondo radiactivo. La segunda evaluación dosimétrica se realizó suponiendo que un miembro del público permanece durante toda la obra en una zona próxima. Se ha considerado la inhalación de los radionucleidos naturales correspondientes al isotópico previamente establecido y de acuerdo con una hipótesis muy conservadora que la concentración de actividad de dichos radionucleidos es la máxima de las determinadas experimentalmente en el área considerada ($6,5 \text{ Bq} \cdot \text{g}^{-1} \text{ }^{226}\text{Ra}$). El factor de resuspensión utilizado en los cálculos se ha obtenido a partir de la bibliografía y es el correspondiente a actividades humanas en un ambiente extremadamente seco ($10^4 \text{ } \mu\text{g} \cdot \text{m}^{-3}$). Siguiendo el mismo criterio conservador no se han tenido en cuenta en esta evaluación los medios de limitación de dosis del estudio ALARA.

Resultados y discusión

Las dosis por inhalación de radionucleidos naturales obtenidas a partir de los datos experimentales antes del inicio de la obra son similares a las reportadas por UNSCEAR. Esta dosis se ha considerado como la dosis de fondo. Los resultados de la segunda evaluación realizada teóricamente (considerando el periodo de duración real de la obra y en el supuesto de que no hubiese ningún medio de reducción de la producción de polvo) indican que la dosis máxima recibida a 10 m por un miembro del público resulta un incremento mínimo sobre la dosis de fondo. Aún así, los datos experimentales del PVRA demuestran que este ligero incremento no se ha producido debido a que las hipótesis de cálculo teórico son conservadoras y además en la práctica la excavación se ha realizado estableciendo las medidas de reducción de la contaminación ambiental establecidas en el estudio ALARA.

Conclusiones

El resultado de este estudio es que como consecuencia de la excavación del montecillo no se ha producido ningún impacto radiológico en los miembros del público más expuestos (en este caso los trabajadores del CIEMAT de los edificios próximos). Esta conclusión ha sido validada a partir de los datos experimentales obtenidos en el PVRA (Plan de Vigilancia Radiológica Ambiental) del CIEMAT.

NIVELES DE CONCENTRACIÓN DE RADIONUCLEIDOS EMISORES ALFA EN AGUAS DE ORIGEN NATURAL. IMPLICACIONES EN EL USO DE LOS DISTINTOS RADIONUCLEIDOS DE REFERENCIA PARA LA DETERMINACIÓN DEL ÍNDICE DE ACTIVIDAD TOTAL ALFA

Corbacho JA¹, Baeza A¹, Guillén J¹, Vallés I², Serrano I², Camacho A² y Montaña M²

¹Laboratorio de Radiactividad Ambiental (LARUEX). Universidad de Extremadura. Cáceres.

²Institut de Tècniques Energetiques (INTE). Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona.

Correspondencia: manjon@us.es

Palabras clave: Radionucleidos naturales, índice alfa total, aguas potables

Introducción y objetivos

La determinación del índice de actividad alfa total en muestras de agua es un método que permite discernir entre aquellas aguas que pueden contener una concentración de radionucleidos cuyo consumo puede superar la dosis indicativa total (DIT), de aquellas que con toda seguridad no lo hacen. Existen varios métodos para determinar este índice de actividad alfa total: El método de desecación total y obtención de una fuente de sales en plancheta, el método de evaporación parcial y posterior medida mediante centelleo líquido y, finalmente, el método de coprecipitación. Todos estos métodos tienen como principales ventajas la facilidad en su realización y el relativamente bajo coste en la preparación de la fuente a medir. Sin embargo, en una revisión de diversos procedimientos internacionales existentes para la aplicación de estos métodos, se observa que existe una considerable fuente de incertidumbre a la hora de seleccionar el patrón de referencia radiactivo más adecuado sobre el cuál se realiza el cálculo de la actividad alfa total de la muestra de agua medida. Así, la norma EPA [1] indica que pueden ser usados tanto el ²³⁰Th como el ²⁴¹Am, como radionucleidos de referencia. Por su parte, la norma ISO [2] señala que se pueden utilizar como radionucleidos de referencia fuentes de ²⁴¹Am, ²³⁹Pu o un compuesto de uranio certificado. Así mismo, existen otros procedimientos en los que el índice de actividad alfa total está referido únicamente a la actividad de ²³⁹Pu [3]. En el presente estudio se ha realizado una valoración estadística del contenido radiactivo natural de un considerable número de muestras de agua recolectadas en distintos puntos de la geografía española, con el fin de conocer su composición radiactiva mayoritaria y evaluar las implicaciones que en la determinación del índice de actividad alfa total puede tener en este tipo de muestras el uso de los distintos radionucleidos de referencia

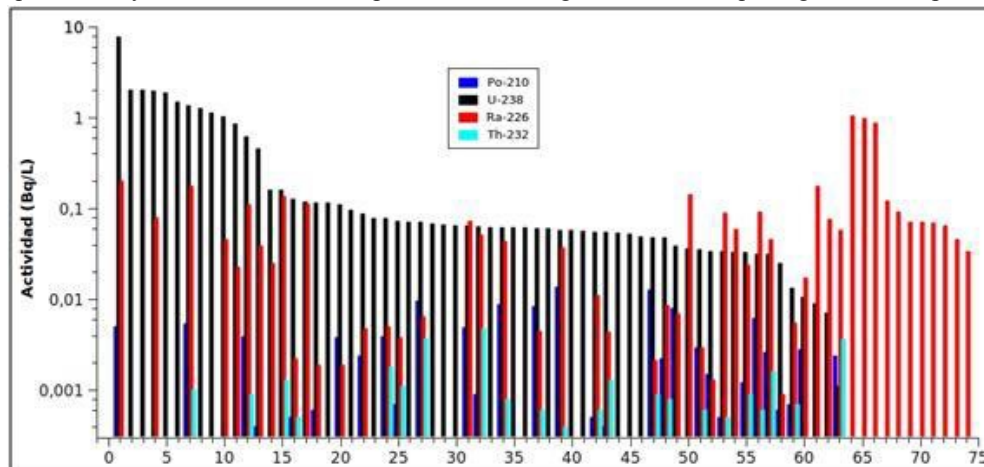
Material y métodos

Se han recolectado un total de 75 muestras de agua de origen natural, en diversos puntos de la geografía española. A la práctica totalidad de las muestras recogidas, se les ha determinado la concentración de U natural, ²²⁶Ra, ²³²Th y ²¹⁰Po mediante técnicas de separación radioquímica y posterior medida mediante espectrometría alfa.

Resultados y discusión

A partir de los análisis radiactivos efectuados en 75 muestras de aguas naturales, recogidas en distintos puntos de la geografía española, se ha realizado un análisis estadístico de los resultados obtenidos, para deducir a partir de los mismos, la concentración de radiactividad más probable que puede poseer un agua natural de nuestro País. En la figura 1 se muestran, para las 75 aguas naturales consideradas en el presente estudio, los niveles de actividad detectados para ²³⁸U (negro), ²²⁶Ra (rojo), ²¹⁰Po (azul) y ²³²Th (cian). De todas las muestras de agua analizadas, en más del 80% hay presencia cuantificable de ²³⁸U y, de éstas, solo un 60% tienen además presencia cuantificable de ²²⁶Ra. Por otro lado, tan solo un 15% del total de muestras de agua natural consideradas poseen únicamente actividad cuantificable de ²²⁶Ra, luego puede deducirse que es relativamente poco frecuente la presencia de este radionucleído sin la presencia simultáneamente con el ²³⁸U. Por otro lado, el ²¹⁰Po y ²³²Th es, en comparación con el ²³⁸U y ²²⁶Ra, prácticamente despreciable. De hecho, menos del 50% de las muestras presentan actividad cuantificable de ²¹⁰Po y ²³²Th con un promedio de 3.7 mBq/L para el ²¹⁰Po y 1,3 mBq/L para el ²³²Th, siendo el valor más elevado encontrado de 13,5 y 4,8 mBq/L de ²¹⁰Po y ²³²Th respectivamente. Se ha realizado, para cada uno de los radionucleidos considerados en las aguas analizadas, un análisis estadístico sobre el porcentaje de su actividad, con respecto a la suma total de las actividades de todos los radionucleidos presentes en cada agua, siempre que al menos, haya una presencia cuantificable de ²³⁸U y ²²⁶Ra. A partir de los resultados obtenidos en el cálculo de la mediana, se puede deducir que en las muestras de agua naturales, en la que hay presencia de ²³⁸U y ²²⁶Ra, el 80% de la actividad alfa total está presente como consecuencia de la existencia de ²³⁸U en la misma y por su parte, tan sólo el 13% debido a la presencia de ²²⁶Ra. Por otro lado cabe destacar que en ninguna de las aguas analizadas se ha detectado presencia alguna de radionucleidos emisores alfa artificiales. En base a estos resultados estadísticos, es importante tener en consideración qué radionucleído de referencia es el más adecuado para fabricar las curvas de calibrado en eficiencia para

la determinación del índice de actividad alfa total en muestras de agua natural. La principal diferencia en la selección de uno u otro radionucleido está relacionada con la diferente eficiencia de detección alfa total que producen los patrones fabricados con cada uno de dichos radionucleidos de referencia debido a su distinta energía de emisión alfa. Es por ello que, lo más recomendable es utilizar como patrón de calibrado aquel radionucleido cuya energía de emisión alfa sea lo más parecida a la de los radionucleidos que con mayor frecuencia estarán presentes en las aguas a analizar, que lógicamente a priori es desconocida.



Conclusiones

El 85% de las aguas naturales de España que poseen actividades mesurables de radionucleidos naturales, tienen una presencia cuantificable de ^{238}U y, de éstas, tan sólo en un 15%, el índice alfa total es debido prioritariamente a la presencia de ^{226}Ra . Ahora bien, del total de las muestras consideradas, el 56% posee una concentración cuantificable de ^{226}Ra y ^{238}U . De éstas últimas muestras, el 80% del índice alfa total es debido prioritariamente a la presencia de ^{238}U , y, tan solo en un 13% es consecuencia de la presencia mayoritaria de ^{226}Ra . Dada la repercusión que sobre la Dosis Indicativa Total tiene la determinación del índice de actividad alfa total, es importante, vistos los niveles de actividad detectados en las muestras de agua natural recolectadas en distintos puntos de la geografía española, utilizar como radionucleido de referencia a seleccionar para fabricar las curvas de calibrado en eficiencia, aquel cuyo espectro energético se asemeje lo mas posible al de la composición radiactiva natural mas frecuente en las aguas a analizar.

Agradecimientos

El presente trabajo ha sido posible su realización gracias a la financiación obtenida del Consejo de Seguridad Nuclear para el estudio "de la problemática existente en la determinación del índice de actividad alfa total en aguas potables. Propuesta de procedimientos" y a la financiación que el Gobierno de Extremadura ha realizado al grupo LARUEX, QFM001.

Bibliografía

- [1] EPA (Environmental Protection Agency) 600/4-80-032. 1980. Prescribed procedures for measurement of radioactivity in drinking water. Gross alpha and gross beta radioactivity in drinking water, Method 900.0, Environmental Protection Agency.
- [2] ISO (International Organization of Standardization), 2005. Water Quality - Measurement of gross alpha activity in non-saline water - Thick source method. ISO TC 147 N 0588 ISO/CD 9696 (E). Geneva: International Organisation for Standardisation.
- [3] NFM 60 801:2004 Nuclear Energy - Measurement Of Environmental Radioactivity - Water - Measurement Of Alpha Activity Index In Terms Of Plutonium-239 Equivalent In Low Salted Water

CONTENIDO RADIOACTIVO EN AGUAS SUBTERRÁNEAS DE LA ISLA DE TENERIFE (CANARIAS)

López-Pérez M, Duarte-Rodríguez X, Rodríguez-Perestelo N, Catalán-Acosta A, Fernández-De Aldecoa JC y Hernández Armas J

Laboratorio de Física Médica y Radioactividad Ambiental, Departamento de Medicina Física y Farmacología, Universidad de La Laguna, Tenerife.

Correspondencia: fimerall@ull.es

Palabras clave: Actividad alfa total, beta total, beta resto, agua subterránea, desalinización.

Introducción y objetivos

En la actualidad, el agua subterránea (pozos y galerías) en la isla de Tenerife sigue siendo el principal recurso para atender las demandas de todo tipo. Actualmente, debido al contenido en sales, el agua subterránea se trata usando sistemas de desalinización por electrodiálisis reversible antes de proceder a su potabilización. Los objetivos de este trabajo han sido: 1) Determinar la actividad alfa total, beta total y beta resto de muestras de agua de galería de la Isla de Tenerife 2) Comparar los valores de estos parámetros en las aguas antes y después de ser sometidas al sistema de tratamiento indicado.

Material y métodos

Se tomaron muestras de agua de 3 galerías, situadas en la zona norte de la isla. En cada galería se tomó una muestra en la bocamina y otra a la salida del sistema de desalinización, midiendo in situ el pH y la conductividad eléctrica de cada muestra. El agua de estas galerías se mezcla con la de otras procedencias y se llevan hasta una estación de tratamiento de agua potable para su utilización en consumo humano.

En cada una de las muestras se determinaron la actividad alfa total, beta total y beta resto, siguiendo procedimientos publicados por el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), y norma ISO correspondientes [1,2,3]. Para establecer el valor de actividad alfa total se usaron detectores de centelleo sólido de SZn (Modelo 2015A Canberra, USA). La actividad beta total se determinó usando un contador de flujo continuo de gas de bajo fondo (LB770, Berthold). La concentración de 40K se obtuvo usando un espectrofotómetro de llama. En aquellas muestras analizadas donde los valores de actividad alfa total y/o beta resto establecido en el Real Decreto 140/2003 se superaron se procedió a determinar la concentración de los siguientes radionúclidos naturales: ^{224}Ra , ^{226}Ra , ^{228}Ra , ^{234}U , ^{238}U , ^{230}Th , ^{232}Th , ^{210}Po y ^{210}Pb [4]. Se calculó la Dosis Efectiva a la población considerando un consumo de agua de 730L/persona y año establecido por la OMS [5], como sería obligado para aguas de consumo humano.

Resultados y discusión

En la Tabla 1 se presentan los resultados de la actividad alfa total, beta total y beta resto. Los valores de actividad alfa total de las muestras de agua analizadas tanto las de la bocamina como después del sistema de tratamiento de agua, sobrepasaron los 0.5 Bq/L. Los valores de la actividad alfa total en las muestras de agua una vez tratadas fueron siempre entre un 7% y 9% menores, con respecto a los valores obtenidos en las muestras de las bocaminas. Los valores de actividad beta total en las muestras de agua tomadas en las bocaminas fueron siempre superiores a 1Bq/L. El 40K es el principal emisor beta presente en estas muestras de aguas, lo que dio lugar a un bajo valor de beta resto. Se observó un descenso importante en estos parámetros en las muestras de agua tomada a la salida de los sistemas de tratamiento. Así en el caso de la galería 1 la actividad beta total después de la desalinización disminuye hasta un 75% en relación al valor de la entrada. En la tabla 2 se pueden observar las concentraciones de los radionúclidos de origen natural correspondiente a las series del U y Th presentes en las muestras de aguas y los valores de Dosis Indicativa Total (DIT) de las mismas. El análisis isotópico de los emisores alfa, pone de manifiesto que los isótopos naturales de uranio, son los principales contribuyentes a la actividad alfa total de estas muestras. Si estas aguas se consumen tal y como sale del sistema de desalinización, la DIT sería siempre inferior al límite legal.

GALERIA	ACTIVIDAD ALFA TOTAL		ACTIVIDAD BETA TOTAL		ACTIVIDAD BETA RESTO	
	BOCAMINA	SALIDA	BOCAMINA	SALIDA	BOCAMINA	SALIDA
1	1.07±0.06	0.98±0.01	3.08±0.11	0.69±0.03	0.34±0.14	0.19±0.04
2	0.82±0.03	0.76±0.02	2.69±0.11	0.99±0.05	0.17±0.13	<0.07
3	0.57±0.04	0.53±0.05	2.20±0.13	1.07±0.08	<0.07	<0.01

Tabla 1: Resultados de actividad alfa total, beta total y beta resto (e incertidumbre expandida con un K=2), expresado en Bq/L.

RADIONUCLIDO	GALERIA 1		GALERIA 2		GALERIA 3	
	BOCAMINA	SALIDA	BOCAMINA	SALIDA	BOCAMINA	SALIDA
²³⁴ U	665±11	495±18	351±13	298±12	219±9	219±9
²³⁸ U	504±9	369±15	334±13	308±13	213±11	222±11
²³⁰ Th	10.9±6.3	20.9±7.5	16.6±6.3	9.3±6.4	7.2±2.6	7.1±3.9
²³² Th	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1	3.8±3.5	5.9±4.5
²¹⁰ Po	4.2±1.6	6.1±1.9	7.4±2.3	4.8±1.6	9.7±3.8	9.0±3.4
²¹⁰ Pb	48.1±24.6	<44.2	62.8±36.6	51.6±33.0	60.1±15.4	43.3±8.4
²²⁴ Ra	<236	<137	<61	<195	<68	<67
²²⁶ Ra	<375	<301	<302	<329	<114	<148
²²⁸ Ra	<3317	<3327	<3623	<4355	<2202	<1854
DIT	0.07	0.04	0.06	0.05	0.06	0.05

Tabla 2: Concentración de radionucleidos de orígenes naturales en las muestras de agua, expresados en mBq/L (incertidumbre expandida, K=2) y valores de Dosis Indicativa Total (mSv/año).

Conclusiones

En todas las muestras de agua analizadas, tanto obtenidas en la bocamina de la galería como a la salida del sistema de tratamiento de desalinización, el índice alfa fue superior a 0.1Bq/L. Es de señalar que dicho valor siempre fue menor en las muestras de agua una vez tratadas en el sistema de desalinización. Los isótopos de uranio son los principales contribuyentes a la actividad alfa total. La actividad beta total en las muestras de agua en bocamina siempre fue superior a 1 Bq/L. Una vez tratada el agua para su desalinización, el índice beta experimenta una disminución mucho más marcada que la disminución experimentada por el índice alfa total. El principal aporte a la actividad beta es la proporcionada por el 40K. La dosis indicativa total en ninguna de las 6 muestras fue de 0.1mSv/año.

Bibliografía

- [1] CSN 2004. Procedimiento de determinación de los índices de actividad beta total y beta resto en aguas mediante contador proporcional. Colección Informes Técnicos 11.2004. Serie Vigilancia Radiológica Ambiental Procedimiento 1.5. Consejo de Seguridad Nuclear 2004.
- [2] CSN 2005. Procedimiento de determinación del índice de actividad alfa total en muestras de agua. Método de coprecipitación y evaporación. Colección Informes Técnicos 11.2005, Serie Vigilancia Radiológica Ambiental Procedimiento 1.9. Consejo de Seguridad Nuclear 2005.
- [3] ISO 10704:2009. Water quality. Measurement of gross alpha and gross beta activity in non saline water. Thin source deposit method. 2009.
- [4] Real Decreto 140/2003, de 7 de febrero, por el que se establecen los criterios sanitarios de la calidad de agua de consumo humano. B.O.E. 21-02-2003.
- [5] WHO. Guidelines for drinking-water quality. World Health Organization. Geneva vol.1.197-209.2008.

DETERMINACIÓN DE PLUTONIO EN MUESTRAS DE ORINA DE 24H MEDIANTE ICP-SFMS Y AMS

Aragón del Valle A¹, Antón Mateos MP¹, Chamizo Calvo E², Barrado Olmedo AI¹ e Yllera de Llano A¹

¹Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT). Departamento de Medio Ambiente. Madrid.

²Universidad de Sevilla. Centro Nacional de Aceleradores (CNA. Sevilla.

Correspondencia: abel.yllera@ciemat.es

Palabras clave: Dosimetría, plutonio, bioeliminación, ICP-SFMS, AMS, radioquímica.

Introducción y objetivos

La identificación y cuantificación de emisores alfa en muestras biológicas resulta esencial para estimar las dosis internas recibidas por los trabajadores expuestos, o por la población en general. Tradicionalmente, la cuantificación de plutonio se ha realizado mediante espectrometría alfa de alta resolución (EA), que permite alcanzar un Límite Inferior de Detección (LID) próximo a 0,40 mBq/muestra. Dado que con niveles de actividad excretada de plutonio igual o menor al LID obtenido por EA se obtendría, en algunos supuestos, una Dosis Efectiva Comprometida (DEC) superior a los límites de dosis establecidos para los miembros del público, era necesario explorar la idoneidad de otras técnicas de medida que pudieran proporcionar menores LID para el plutonio. En este contexto, la Espectrometría de Masas con Fuente de Plasma de Acoplamiento Inductivo y Sector Magnético (ICP-SFMS) y la Espectrometría de Masas por Acelerador (AMS) son dos potentes técnicas mejoran sensiblemente el LID alcanzado por EA. Así, el objeto de esta investigación es evaluar la idoneidad de AMS e ICP-SFMS, como técnicas de medida alternativas a la EA de alta resolución en la cuantificación de plutonio en muestras de orina de 24h.

Material y métodos

Muestras de orina de 24 horas: procedentes de habitantes de Palomares (Almería, España), y procedentes de personas que no han estado nunca en Palomares ni en ningún otro lugar con riesgo de contaminación con elementos transuránicos (exceptuando el *fallout* global). Purificación radioquímica, que puede dividirse en tres etapas. 1.- Preparación de la muestra: adición del trazador (²⁴²Pu), preconcentración del plutonio (coprecipitación alcalina de Ca₃(PO₄)₂) e incineración húmeda del precipitado. 2.- Purificación en columna con resina de intercambio iónico AG 1X2 (elimina interferentes químicos y espectroscópicos): la ceniza se disuelve en ácido nítrico y la solución se pasa por la columna, obteniéndose una solución purificada de ²³⁹Pu y ²⁴²Pu. 3.- Preparación de las fuentes de medida: se dividen los eluidos en dos alícuotas idénticas. Para ICP-SFMS se diluye la muestra en un volumen conocido de ácido nítrico al 5% ultrapuro [2], y para AMS se prepara un cátodo que contiene el plutonio purificado mezclado con óxidos de hierro y niobio metal convenientemente prensados [3]. Para la cuantificación de ²³⁹Pu y ²⁴²Pu se ha empleado un espectrómetro de masas ELEMENT-XR (Thermo Fisher Scientific) de alta resolución y doble enfoque, acoplado un desolvatador Aridus (CETAC Technologies) instalado en el Centro de Investigaciones Energéticas Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT) de Madrid, y un sistema de AMS compacto de 1 MV (High Voltage Engineering Europa B.V.) denominado SARA (Spanish Accelerator for Radionuclide Analysis), ubicado en el Centro Nacional de Aceleradores (CNA-US) en Sevilla. Se prepararon también blancos instrumentales, patrones de ²⁴²Pu y ²³⁹Pu y estándares de medida necesarios para la estimación de los límites de decisión, detección y cuantificación, así como para el análisis de los resultados de las medidas de las muestras [4].

Resultados y discusión

Los valores promedio de Actividad Mínima Detectable (AMD) obtenidos en este estudio son de 600 µBq/muestra para EA (rendimiento químico medio calculado por Aridus-ICP-SFMS ≈ 65%), 10,3 y 22,5 µBq/muestra para Aridus-ICP-SFMS (dependiendo del volumen de solución del que se parta en la medida) y 1,25 µBq/muestra para AMS. Así, Aridus-ICP-SFMS y AMS mejoran la AMD de EA en uno y dos órdenes de magnitud, respectivamente. Esta comparativa podría también realizarse con los datos del LID de cada una de las técnicas empleadas pero, en rigor, hay que referirse a los resultados en términos de AMD, que considera también el rendimiento del proceso radioquímico previo al que han sido sometidas las muestras. La correlación de las relaciones isotópicas de ²³⁹Pu/²⁴²Pu obtenidas en 17 muestras medidas por Aridus- ICP-SFMS y AMS se muestra en la Figura 1. Los valores del coeficiente de correlación (R²= 99,2%) y la pendiente de la recta (m~0,99) indican una concordancia excelente entre los valores medidos por ambas técnicas.

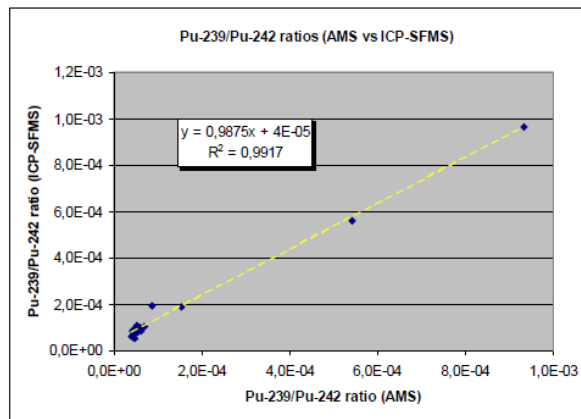


Figura 1. Correlación de ($^{239}\text{Pu}/^{242}\text{Pu}$) entre ambas técnicas (17 muestras).

Conclusiones

- Las técnicas de medida ICP-SFMS y AMS mejoran, respectivamente, en uno y dos órdenes de magnitud la AMD de ^{239}Pu en muestras de orina de 24h respecto a la EA de alta resolución. Las técnicas son adecuadas para la cuantificación de las muestras de bioeliminación de miembros del público que se tratan en el marco del Programa de Vigilancia Radiológica Personal de Palomares.
- La concordancia de las relaciones $^{239}\text{Pu}/^{242}\text{Pu}$ obtenidas por ambas técnicas puede calificarse de excelente ($R^2=99,2\%$), validándose mutuamente como técnicas de medida de ^{239}Pu en muestras de orina de 24h.
- El método de purificación radioquímica de plutonio cumple con los requisitos de pureza química para su cuantificación mediante las técnicas de espectrometría de masas descritas en este trabajo.
- El convenio de colaboración entre el CIEMAT y el CNA-US, resulta un marco idóneo para trabajar en la mejora de la cuantificación de plutonio en muestras de orina de 24h.

Bibliografía

- [1] M.P. Antón, A. Aragón (2013). Determinación Radioquímica de plutonio en muestras de orina de 24h y su posterior cuantificación por Espectrometría Alfa, ICP-MS y AMS. PT-RERA-24. CIEMAT.
- [2] Héctor Hernández Mendoza (2010). Desarrollo de nuevas técnicas para determinar actínidos en excretas por espectrometría de masas y técnicas radiométricas. Tesis doctoral, Universidad Complutense de Madrid. ISBN: 978-84-694-2282-3.
- [3] Elena Chamizo Calvo (2009). Medida de isótopos de plutonio, ^{239}Pu y ^{240}Pu , mediante espectrometría de masas con aceleradores de baja energía. Tesis doctoral, Universidad de Sevilla.
- [4] L. A. Currie. *Analytical Chemistry* (1968), Vol 40, pp. 586-593.

EVALUACIÓN DE LA TRANSFERENCIA DEL ^3H DE LA LLUVIA A LOS HONGOS EN DOS ZONAS, PRÓXIMA Y ALEJADA DE LA CENTRAL NUCLEAR DE ALMARAZ

Baeza A, García E, Riesgo R, Rodríguez A y Guillén J

Laboratorio de Radiactividad Ambiental de la Universidad de Extremadura (LARUEX). Cáceres.
Correspondencia: ymiralle@unex.es

Palabras clave: ^3H , Central nuclear de Almaraz, atmósfera, lluvia, hongos, transferencia

Introducción y objetivos

Desde 1985 el LARUEX viene desarrollando diversos planes de vigilancia y estudios radiológicos ambientales, en el entorno de la central nuclear de Almaraz, CNA. La conclusión global de los mismos es doble. Por un lado, que es posible detectar puntuales alteraciones en algunos de los medios receptores analizados, para diferentes radionucleidos cuyo origen, al menos parcial, debe atribuirse al funcionamiento de la CNA. Por otra parte, que dichas alteraciones han ido paulatinamente disminuyendo en intensidad y en frecuencia de aparición, encontrándose en todo momento, y de manera sistemática, por debajo de los valores de notificación establecidos por el Consejo de Seguridad Nuclear. Uno de los radionucleidos objeto de los citados estudios es el ^3H , el cual es emitido por la CNA tanto por la vía aérea, como por la acuática. Dado el sistema de refrigeración de la CNA, se produce un aporte sistemático a las aguas de su embalse de refrigeración, el de Arrocampo, que en función de las épocas del año y del mayor o menor intercambio de aguas entre dicho embalse y el de Torrejón, en el río Tajo, los niveles que se registran en el embalse de Arrocampo son hasta varios órdenes de magnitud superiores a los existentes en las aguas del río Tajo, antes de la influencia de la CNA [1]. Por tanto, ese aporte del ^3H a las aguas es el responsable de su transferencia a plantas y animales acuáticos. Esta se cuantificó en un estudio realizado sobre la transferencia del tritio desde el agua del embalse de refrigeración, a los tejidos de eneas y carpas [2]. Por otra parte, dado las antes citadas evacuaciones atmosféricas y la mayor evaporación desde las aguas del embalse de Arrocampo con respecto a las de su entorno, la atmósfera del entorno a la CNA posee unos niveles de ^3H mayores que en otros entornos sin centrales nucleares, los cuales a su vez aumentan los niveles locales de ^3H en el agua de lluvia y su posterior transferencia a la cadena trófica. Estos niveles se verán previsiblemente incrementados por la puesta en funcionamiento de las nuevas torres de refrigeración junto al embalse de Arrocampo. Uno de los eslabones de la cadena trófica cuya influencia era minusvalorada son los hongos, sin embargo han cobrado un interés renovado dado su consumo creciente y dado que muchos años después del accidente de la central nuclear de Chernobyl, son la única componente que provoca cada otoño un incremento detectable de la dosis por ingesta [3]. Además, en un estudio previo desarrollado en condiciones controladas de laboratorio [4] se demostró que la vía más eficiente de incorporación de radionucleidos a los hongos es la vía aérea, directamente a través de su cuerpo fructífero. Por todo ello, el objetivo principal de este trabajo ha sido el de estudiar durante dos años consecutivos, la incorporación del ^3H atmosférico desde el agua de lluvia a diversas especies de hongos recolectadas en dos ecosistemas, uno el propio entorno de la CNA y afectado por las vías antes descritas y otro, alejado de éste y en el que la única contribución del ^3H atmosférico es el de origen natural cosmogénico.

Material y métodos

Durante los otoños de los años 2004 y 2005 se recolectaron de forma acumulada mensualmente muestras agua de lluvia en dos áreas relativamente alejadas entre sí. Uno de los puntos de muestreo se localiza en las proximidades de la CNA, identificado como "Entorno CNA", mientras que el otro punto está suficientemente alejado, para poder considerar nulo a todos los efectos la influencia de la CNA sobre éste, identificado como "Ausencia CNA". Paralelamente, en los precitados períodos temporales se recolectaron diversas muestras de setas, tanto en las proximidades de la CNA, como en la comarca del Ambroz, que posee similitudes micológicas con el entorno de la CNA, favoreciendo de esta forma la recolección del misma especie de hongos en ambas zonas y en donde además, se poseen garantías que el ^3H que se incorpore en las setas es exclusivamente de origen natural, cosmogénico. En todas las muestras se analizó la actividad específica de ^3H , mediante espectrometría de centelleo líquido, pero con un pretratamiento diferente. Las muestras de agua de lluvia requieren únicamente un pretratamiento de filtración, mientras que las muestras de hongos, tras ser fragmentadas, se someten a un proceso de extracción del agua libre (TFWT) mediante destilación tipo Dean-Stark, con ciclohexano [2], aplicada durante unas 12 horas sobre un mínimo de 300 g de masa fresca. El agua libre se extrae formando un azeótropo con el ciclohexano en estado de vapor, el cual, al condensarse en frío, origina dos fases inmiscibles, la acuosa y la orgánica, fácilmente separables. Posteriormente, el agua libre así extraída se somete a concentración electrolítica antes de su medida y análisis.

Resultados y discusión

La actividad específica del ^3H en las setas resulta ser significativamente mayor, véase figura 1, en las proximidades de la CNA para ambos años de estudio y en todas las especies fúngicas analizadas. Así, la actividad específica media para el entorno de la CNA es de $(1.89 \pm 1.17(\text{S.D.}))$ Bq/kg en 2004 y de $(1.20 \pm 0.71(\text{S.D.}))$ Bq/kg en 2005, mientras que para las setas recolectadas lejos de la CNA es de $(0.30 \pm 0.18(\text{S.D.}))$ Bq/kg para 2004 y $(0.39 \pm 0.13(\text{S.D.}))$ Bq/kg para 2005. CB LP AC MP MO 012345 Ausencia CNA Entorno CNA Especies de hongos otoño 2004 H-3 (Bq/kg) MP LP AC SB LD LI 012345 Ausencia Los coeficientes de transferencia presentan un valor medio global, en $(\text{L}\cdot\text{kg}^{-1})$, para el bienio de estudio conjuntamente, de $(0.93 \pm 0.42(\text{S.D.}))$ $(\text{L}\cdot\text{kg}^{-1})$ para la zona exenta de aporte de la CNA y de $(2.41 \pm 0.13(\text{S.D.}))$ $(\text{L}\cdot\text{kg}^{-1})$ para el entorno de la CNA. Estos resultados podrían indicar, por una parte, que no se aprecia bioacumulación significativa de tritio en setas, a diferencia de lo que suele ocurrir con los metales, y, por otra, que la lluvia puede ser un importante factor de incorporación de tritio a las setas en el caso de ecosistemas afectados por la presencia de un término fuente local adicional al cosmogénico.

La contribución de la potencial ingesta del tritio contenido en las setas a la tasa de dosis anual por ingesta puede calificarse en ambos entornos analizados de despreciable, dado que ésta supondría, para la estimación realizada bajo hipótesis altamente desfavorables un valor de $7.5 \cdot 10^{-8}$ mSv/año, que se encuentra muchos órdenes de magnitud por debajo del límite de 1 mSv establecido en el Reglamento de Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes para personal no profesionalmente expuesto.

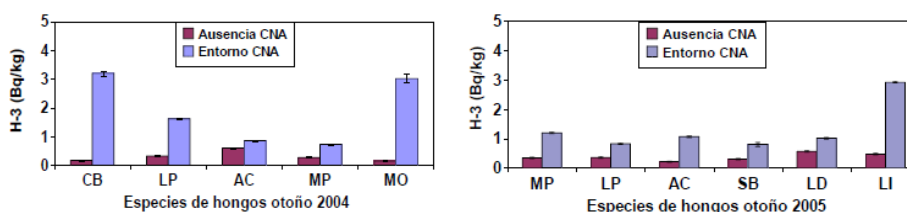


Figura 1.- Actividad específica del ^3H (Bq·kg⁻¹) obtenida para las especies fúngicas analizadas en “entorno” de la CNA y en “ausencia” de la CNA durante 2004 (Figura Izquierda) y 2005 (Figura Derecha), siendo: CB= *Collibia butirácea*, LP=*Licoperdum perlatum*, AC=*Agaricus campestris*, MP=*Macrolepiota procera*; MO=*Marasmius oreades*, SB= *Suillus bellinii*, LD=*Lactarius deliciosus*, LI=*Lepista inversa*.

Conclusiones

Los resultados de este trabajo sugieren la conveniencia de valorar la atmósfera como una vía eficiente de transferencia radiactiva del ^3H desde la CNA hacia el medio ambiente en general y, en particular, a la cadena trófica. Este aspecto puede verse potenciado en un inmediato futuro, habida cuenta de la reciente implementación de las torres de refrigeración junto al embalse de Arrocampo y el consiguiente incremento local de vapor de agua tritiada que presumiblemente se detectará en dicho entorno.

Agradecimientos: Este estudio fue posible gracias a la financiación que la Consejería de Empleo, Empresas e Innovación del Gobierno de Extremadura ha concedido al proyecto de investigación IB10090 solicitado por el LARUEX al III Programa de Promoción General del Conocimiento, por lo que mostramos nuestro agradecimiento.

Bibliografía

- [1] A. Baeza, M. del Río, E. García, A. Jiménez, C. Miró, J.M. Paniagua, M. Rufo. Temporal evolution of the ^3H levels in the surface waters around the Almaraz Nuclear Power. J. Radioanal. Nucl. Chem., Vol. 219 (1997) 25-31.
- [2] A. Baeza, E. García, J.M. Paniagua, A. Rodríguez. Study of the comparative dynamics of the incorporation of tissue free-water tritium (TFWT) in bulrushes (*Typha latifolia*) and carp (*Cyprinus carpio*) in the Almaraz nuclear power plant cooling reservoir. J. Environ. Radioactivity, Vol. 100 (2009) 209-214.
- [3] G. Zibold, J. Drissner, S. Kaminski, E. Klemm, R. Miller. Time-dependence of the radiocaesium contamination of roe deer: measurement and modelling. J. Environ. Radioactivity, Vol. 55 (2009), 209- 214.
- [4] A. Baeza, F.J. Guillén, J.M. Paniagua, S. Hernández, J.L. Martín, J. Díez, J.L. Manjón, G. Moreno. Radiocaesium and radiostrontium uptake by fruit bodies of *Pleuroytus eryngii* via mycelium, soil and aerial absorption. Appl. Radiation and Isotopes Vol. 53 (2000) 455-462

ESTUDIOS RADIOECOLÓGICOS EN EL CENTRO NACIONAL DE ACELERADORES BASADOS EN LA DETERMINACIÓN DE ^{129}I MEDIANTE ESPECTROMETRÍA DE MASAS CON ACELERADOR (AMS)

López-Gutiérrez JM^{1,2}, Gómez-Guzmán JM¹, Chamizo E¹, Santos FJ¹, García-León M^{1,3} y García-Tenorio R^{1,4}

¹Centro Nacional de Aceleradores, Parque Tecnológico Cartuja 93. Sevilla.

²Departamento de Física Aplicada I, Universidad de Sevilla. Sevilla.

³Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Universidad de Sevilla. Sevilla.

⁴Departamento de Física Aplicada II, Universidad de Sevilla. Sevilla.

Correspondencia: lguti@us.es

Palabras clave: I-129, AMS, Radioecología.

Introducción y objetivos

Desde mediados del año 2006 un sistema compacto de espectrometría de masas con acelerador (AMS) de 1 MV, tipo Tandem y bautizado como SARA (*Spanish Accelerator for Radionuclide Analysis*) se encuentra instalado en el Centro Nacional de Aceleradores, Sevilla. Tras un periodo inicial de puesta a punto y de estudio de su capacidad para la detección de los radionucleidos de vida larga ^{14}C , ^{10}Be , ^{26}Al , ^{129}I e isótopos de plutonio (^{239}Pu y ^{240}Pu) frente a otras técnicas de espectrometría de masas (MS), se han ido abriendo numerosas líneas de investigación en campos tan diversos como la arqueología, la geología, la paleontología, la oceanografía, la dosimetría interna, la astrofísica y la caracterización de residuos radiactivos entre otros. En particular, y basados en la medida de ^{129}I se han realizado desde 2008 numerosas aportaciones en el campo de la radioecología y la protección radiológica. En este trabajo se resumen y presentan algunas de estas investigaciones.

Material y métodos

El proceso de medida de ^{129}I y del cociente isotópico $^{129}\text{I}/^{127}\text{I}$ con el acelerador SARA se encuentra totalmente optimizado [3] y se ha aplicado con éxito para la medida de este radionucleido en una gran variedad de matrices naturales (aerosoles, agua de lluvia, agua superficial, agua de mar, vegetales, líquenes, algas, sedimentos, suelos...). La realización de estas medidas ambientales han conllevado el desarrollo y puesta a punto de diversos procedimientos radioquímicos que permiten aislar y/o concentrar este radionucleido desde la matriz natural, hasta formar una fuente de medida compatible con el sistema experimental. Estos procedimientos suelen ser menos complejos que los necesarios para la utilización de técnicas radiométricas, pues en MS únicamente es esencial la eliminación total de efectos de matriz.

Resultados y discusión

Entre los estudios realizados con el sistema SARA mostraremos el encaminado para determinar las concentraciones de ^{129}I y los valores del cociente isotópico $^{129}\text{I}/^{127}\text{I}$ en agua de lluvia recolectada en Sevilla. Los valores obtenidos tanto para ^{129}I como para el cociente isotópico indican la influencia de una fuente antropogénica de este radionucleido, que se asoció a las emisiones gaseosas procedentes de las plantas de reprocesamiento de Sellafield y la Hague. También mostraremos el estudio realizado para evaluar las concentraciones de ^{129}I en líquenes recolectados en la zona central de Suecia durante los periodos 1961-1965 y 1987-1998 con el fin de analizar el posible impacto tanto de las pruebas nucleares atmosféricas como del accidente de Chernobyl. Finalmente resumiremos el proyecto realizado para evaluar las concentraciones de ^{129}I y los cocientes isotópicos $^{129}\text{I}/^{127}\text{I}$ en algas *Fucus vesiculosus* tomadas en las costas del sur de Suecia, tanto en su vertiente Este como Oeste, durante los años 1982 y 1986 y analizar la importante contribución de ^{129}I antropogénico con origen en los vertidos líquidos de las plantas de reprocesamiento nuclear de Sellafield y La Hague.

Conclusiones

A través de los estudios presentados se mostrará la potencialidad y sensibilidad de la espectrometría de masas con acelerador (AMS) para la realización de estudios radioecológicos y como puede ser un complemento ideal a las técnicas radiométricas o de MS tradicionales para lograr un salto cualitativo en las conclusiones obtenidas en investigaciones radioecológicas.

Bibliografía

[1] Gómez-Guzmán J.M., López-Gutiérrez J.M., Pinto-Gómez A.R. y Holm E. ^{129}I measurements on the 1 MV AMS facility at the Centro Nacional de Aceleradores (CNA, Spain). *Applied Radiation and Isotopes* 70 (2012) 263-268.

CONTENIDO RADIOACTIVO EN AEROSOLES Y AGUA DE LLUVIA

Rodríguez Perestelo N, López Pérez M, Rodríguez S, Duarte X, Catalán A, Fernández de Aldecoa JC y Hernández J

Laboratorio de Física Médica y Radioactividad Ambiental, Departamento de Medicina Física y Farmacología, Universidad de La Laguna. Tenerife, España.

Correspondencia: fimerall@ull.es

Palabras clave: Aerosoles, lluvia, PM10, alfa total, medio ambiente

Introducción y objetivos

La caracterización radiológica del medioambiente de un lugar requiere el conocimiento del contenido radioactivo en los diversos componentes del mismo, tales como el aire (aerosoles), lluvia, suelo, etc. La inhalación de aerosoles radioactivos presentes en el aire que respiramos significa un importante tanto por cierto de la dosis debida a la radiación natural, que es sabido, sigue siendo el principal componente de la dosis total recibida de promedio por la población mundial.

Este trabajo se ha realizado con los siguientes objetivos:

- 1) Determinar el contenido radioactivo en los aerosoles existentes en el aire de Tenerife (Islas Canarias) durante el periodo 2011-2012.
- 2) Establecer el contenido de emisores alfa existente en agua de lluvia y/o en los depósitos secos en el mismo periodo.
- 3) Analizar la posible correlación entre el contenido radioactivo en aerosoles y agua de lluvia y el contenido en partículas de diverso tamaño (PM10 y PM2,5) en el aire.

Material y métodos

Las muestras de aerosoles se han obtenido semanalmente mediante la utilización de filtros de captación usando dos bombas de aspiración de aire: una de alto flujo del tipo PTI Sampling Station ASS-500, que permite alcanzar un caudal de aproximadamente 600 m³/h y otra de aproximadamente 35 L/min (Radecco AVS-28A). Ambos equipos se encuentran situados en la isla de Tenerife a unos 300 m de altura sobre el nivel del mar. Las dimensiones de los filtros de la bomba PTI ASS500 son 40 cm² de superficie y son de polipropileno, mientras que los de la bomba Radecco AVS-28A son filtros de celulosa de unos 19.6 cm² de superficie. Las medidas radiométricas de las muestras de aerosoles fueron realizadas en un espectrómetro gamma de Germanio hiperpuro de alta resolución (Camberra industries Inc.) para los filtros muestreados con la bomba PTI-ASS500 y en un contador proporcional de flujo de gas de bajo fondo (LB770, Berthold) para los filtros obtenidos con la bomba Radecco AVS28A. Las muestras de lluvia se recogieron en un depósito conectado a un pluviómetro del que se obtuvo una muestra representativa y las muestras de depósito seco (es decir, lo obtenido en los meses en que no llovió) se arrastraron con 1.5 litros de agua destilada acidulada. Dichas muestras, recogidas mensualmente, se concentraron en el laboratorio mediante evaporación y posteriormente se midieron en el contador proporcional de bajo fondo (LB770, Berthold). La concentración de partículas PM10 y PM2,5 (concentración de partículas con un diámetro más pequeño de 10 µm y de 2,5 µm, respectivamente) fue proporcionada por el centro de investigación atmosférica de Izaña, Agencia Estatal de Meteorología de Canarias, a quien los autores agradecen dicha información.

Resultados y discusión

La actividad gamma en aerosoles y su desviación estándar, expresada en mBq/m³ de aire, debida a los radionúclidos más abundantes y su evolución semestral desde enero de 2011 hasta diciembre de 2012 se muestra en la Tabla 1. Los valores de concentración de los radionúclidos mostrados se mantienen prácticamente siempre en el mismo orden de magnitud, exceptuando en el primer semestre del año 2011 donde las medias son superiores a lo habitual. El aumento de la concentración de Cs-137 se ha atribuido fundamentalmente al accidente de Fukushima ocurrido el 11 de marzo de ese mismo año, que afectó de manera considerable en la concentración de este radionúclido detectado en aire en la isla de Tenerife [1].

En la Figura 1 se muestran los valores correspondientes a la actividad alfa total en aerosoles Bq/m³ y la concentración de partículas PM10 en el aire en el periodo indicado. En la gráfica se puede observar una cierta similitud en ambos parámetros a lo largo del tiempo. Sin embargo, el factor de correlación entre los valores de los mismos es bajo ($R^2=0.21$). Un análisis similar con las concentraciones de emisores gamma detectados en los filtros no muestra ningún grado de correlación con la concentración de partículas PM10. El mismo resultado se ha obtenido cuando se ha considerado la concentración de partículas PM2,5.

Se han encontrado diferencias significativas entre los valores de actividad alfa detectados en agua de lluvia con los detectados en los aerosoles, siendo siempre mayores en el primer caso.

Radionúclido	1 Semestre 2011	2 Semestre 2011	1 Semestre 2012	2 Semestre 2012
Be-7	4.855±0.143	4.657±0.137	5.239±0.143	4.030±0.115
Cs-137	0.063±0.002	<LID	0.001±0.0003	<LID
K-40	0.028±0.006	0.024±0.006	0.037±0.006	0.042±0.013
Pb-210	0.672±0.081	0.855±0.101	0.695±0.068	0.658±0.073
Pb-212	0.589±0.02	0.012±0.001	0.010±0.001	0.009±0.001
Pb-214	0.022±0.003	0.003±0.001	0.005±0.001	0.005±0.001
Bi-214	0.066±0.003	<LID	0.003±0.001	0.005±0.001

Tabla 1. Actividad gamma media en aerosoles (mBq/m^3) LID, límite inferior de detección.

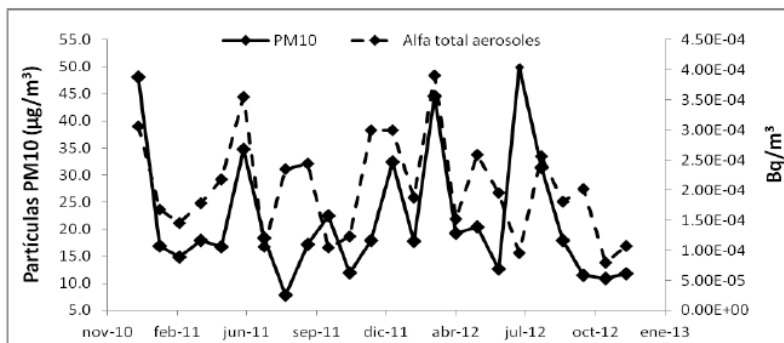


Figura 1. Actividad alfa total en aerosoles (Bq/m^3) y concentración de partículas PM10 en el aire (mg/m^3) en el periodo 2011-2012.

Conclusiones

En la determinación del contenido radioactivo en aerosoles, los isótopos que se detectaron son todos de origen natural excepto el Cs-137. El Be-7 es el radionúclido en mayor concentración en las muestras de aerosoles analizados de la isla de Tenerife, seguido del Pb-210 que es el principal contribuyente a la dosis por inhalación en un 98-99%. La actividad alfa total en agua de lluvia se mantuvo en un rango de 6 a $540 \text{ Bq}/\text{m}^3$ no existiendo correlación con el contenido de partículas PM10 en aire. No existe tampoco correlación entre los valores de actividad alfa total en aerosoles y la concentración de partículas PM10 y PM2.5 en el mismo periodo. Por tanto, no puede usarse ninguno de estos dos parámetros con capacidad predictiva para estimar el valor del otro.

Bibliografía

[1] M. López-Pérez, R. Ramos-López, Nayra R. Perestelo, X. Duarte-Rodríguez, J.J. Bustos, S. Alonso-Pérez, E. Cuevas, J. Hernández-Armas. Arrival of radionuclides released by the Fukushima accident to Tenerife (Canary Islands). *J. environ. Radioact.* 116, 180-186, 2013.

BALANCES DE RADIONUCLEIDOS Y ELEMENTOS TRAZA EN LA VALORACIÓN DE RESIDUOS RICOS EN YESO MEDIANTE UN PROCESO DE CAPTURA DEL CO₂

Pérez-Moreno SM, Contreras M Gázquez MJ y Bolívar JP

Universidad de Huelva, Departamento de Física Aplicada. Huelva.

Correspondencia: bolivar@uhu.es

Palabras clave: Residuo industrial, fosfoyeso, yeso rojo, secuestro CO₂, carbonatación.

Introducción y objetivos

Los residuos objeto de estudio provienen de dos industrias NORM (Naturally Occurring Radioactive Material) situadas en el polo químico Huelva; una de producción de dióxido de titanio y la otra de fertilizantes fosfatados. Estas industrias generan residuos denominados yeso rojo (YR) y fosfoyeso (FY), procediendo el primero de la neutralización con hidróxido de calcio de la corriente ácida obtenida de las últimas etapas de lavado del TiO₂. Por otro lado, el FY procede del ataque de la roca fosfática con ácido sulfúrico. Es de gran relevancia tratar de investigar y desarrollar tecnologías para conseguir nuevas aplicaciones comerciales para su valorización, minimización y, conservación del medio ambiente. Además, es imprescindible su caracterización desde el punto de vista radiológico ya que proviene de una industria NORM y, por tanto, pueden poseer concentraciones significativas de radionucleidos naturales. Una aplicación que está tomando relevancia en los residuos con “yesos artificiales” es su utilización como agentes captadores de CO₂ [1-3]. El secuestro mineral de CO₂ es la manera más segura y permanente de fijar el CO₂ que se emite a la atmósfera, ya que el gas pasa a formar parte de carbonatos estables y poco solubles, como carbonato cálcico. La consecución de esta idea supondrá varios beneficios; evitará la disposición final en vertederos, con la consiguiente mejora ambiental; además supondrá una reducción en la emisión de CO₂ atmosférico en procesos industriales. El objetivo principal de este trabajo es evaluar la distribución de radionucleidos y elementos traza en el proceso de utilización de los yesos rojos y el fosfoyeso como agentes capturadores de CO₂.

Material y métodos

Las muestras en estudio han sido: a) yeso rojo procedente de una planta de producción de dióxido de titanio por vía sulfato; b) fosfoyeso recogido en un punto de las balsas de fosfoyeso de Huelva; c) el resto de productos usados son de origen comercial (NaOH y CO₂). Los materiales obtenidos en el experimento se sometieron a una caracterización físico-química, en la que se utilizó: Difracción de Rayos X (DRX), Microscopía electrónica de Barrido (SEM), y Fluorescencia de Rayos X (FRX). Por otro lado, puesto que ambas industrias son consideradas industrias NORM (Naturally Occurring Radioactive Material), se realizó una caracterización radioactiva de cada uno de los materiales intervinientes en el proceso.

Resultados y discusión

Los residuos utilizados poseen un elevado porcentaje de calcio en su composición, y dadas sus características físicas, químicas y mineralógicas [4-5], estos materiales pueden ser adecuados para la captación de CO₂. Para comprobar este hecho, cada muestra se disolvió mediante su ataque químico en una solución alcalina (NaOH), generándose hidróxido cálcico (Ca(OH)₂ - portlandita) y sulfato sódico (Na₂SO₄ - thenardita en estado sólido). Tras la separación de dichos compuestos, el Ca(OH)₂ formado se hizo reaccionar con CO₂ haciendo pasar una corriente de este gas a través de una suspensión del hidróxido cálcico previamente obtenido, teniendo lugar la reacción de carbonatación y produciéndose el carbonato cálcico final (CaCO₃ - calcita). Los resultados obtenidos tras la caracterización físico-química confirman la presencia de los diferentes compuestos tras el proceso de carbonatación, obteniéndose un alto porcentaje de los mismos en las muestras analizadas. La caracterización radiológica de los diferentes compuestos involucrados indica que la mayoría de los radionucleidos tienden a ligarse con la fracción cálcica, dependiendo los niveles medido en los productos finales de los contenidos de cada residuo particular, pero no los flujos relativos de los mismos.

Conclusiones

Los resultados previos obtenidos son muy favorables, obteniéndose una elevada conversión de residuo en calcita mediante el proceso de carbonatación en condiciones normales de presión y temperatura. Podemos afirmar entonces que estos residuos inorgánicos de origen industrial poseen un gran potencial como agente secuestrador de CO₂, siendo su impacto radiológico limitado.

Bibliografía

- [1] Atsushi I., Minoru F., Akihiro Y. and Yokio Y. Development of a New CO₂ Sequestration Process Utilizing the Carbonation of Waste Cement. *Ind. Eng. Che. Res.* 2004, 43, 7880-7887.
- [2] Huijgen W.J.J. Witkamp G.J, and Comans R. J. Mineral CO₂ Sequestration by Steel Slag Carbonation. *Environ. Sci. Technol.* 2005, 39, 9676-9682.
- [3] Myung G.L., Young N.J., Kyung W.R, Wonbeak K., Jun-Hwan B. Mineral carbonation of flue gas desulfurization gypsum for CO₂ sequestration. *Energy* 47 (2012) 370-377.
- [4] Gázquez González M.J. y Bolívar Raya J.P. Caracterización y Valorización de residuos generados en la industria de producción de Dióxido de Titanio. Departamento de Física Aplicada. Universidad de Huelva. 2010.
- [5] Cárdenas-Escudero C., Morales-Flórez V., Pérez-López R., Santos A., Esquivas L. Procedure to use phosphogypsum industrial waste for mineral CO₂ sequestration. *J. of Hazard Mater.* 2011, 196, 431–435.

EVALUACIÓN DEL IMPACTO RADIATIVO EN LAS ÁREAS LIMITROFES A LAS BALSAS DE FOSFOYESO PREVIO A SU RESTAURACIÓN

Gázquez MJ, Mantero J, Mosqueda F, García-Tenorio R y Bolívar JP

¹Universidad de Huelva, Departamento de Física Aplicada, Huelva.

²Universidad de Sevilla, Departamento de Física Aplicada II. Sevilla.

³Environmental Technology Solutios (ENTEC Solutions), Spin-off perteneciente a la Universidad de Huelva. Huelva.

Correspondencia: bolívar@uhu.es

Palabras clave: Eflorescencia, fosfoyeso, lixiviado, radionucleidos, sedimentos.

Introducción y objetivos

En el Suroeste de España (Huelva), y entre una gran variedad de industrias químicas, se localiza una dedicada a la producción de fertilizantes. Hasta diciembre de 2010 se utilizaba el fosfato roca (mineral enriquecido en radionucleidos naturales de la serie del U) como materia prima para producir ácido fosfórico, con el que se manufacturaban la mayoría de los fertilizantes fosfatados. Durante el proceso industrial se produce un fraccionamiento radiactivo, acompañando la mayoría de los isótopos de Ra, Pb y Po al principal residuo (fosfoyeso), el cuál era apilado en cuatro grandes balsas. Aunque los vertidos de fosfoyeso en las balsas de Huelva cesaron a finales del 2010, aún siguen sin restaurarse dos de las cuatro balsas, por lo que sigue produciéndose un importante impacto en el entorno próximo a dichas balsas, debido a la contaminación difusa o indirecta que suponen los lixiviados procedentes de éstas generados por las lluvias y la actividad mareal. Los lixiviados, a su vez, son el origen de las denominadas “eflorescencias” (sales cristalizadas / precipitadas en las salidas de aguas de las balsas), las cuales pueden incorporar en su estructura gran parte de la radiactividad natural presente en los lixiviados. La caracterización radiactiva de estas eflorescencias supone un paso importante previo a las tareas de restauración, siendo necesario evaluar el posible impacto que las eflorescencias pueden suponer sobre el personal encargado de las labores de restauración. El objetivo del presente estudio ha sido evaluar el impacto radiactivo existente alrededor de las balsas de fosfoyeso, analizando los enriquecimientos de radionucleidos en las eflorescencias producidas por los efluentes líquidos procedentes de estos depósitos de fosfoyeso.

Material y métodos

Los materiales se recogieron durante el mes de Noviembre de 2009 en las zonas 2 y 3 de las balsas de fosfoyesos, Figura 1, debido a que aún no están restauradas. En la zona de estudio se identificaron filtraciones líquidas procedentes de las balsas de yesos hacia la ría del Tinto, el estero de Mendaña y estero del Rincón. Dichas filtraciones podían ser difusas (SBD) o con cierto caudal (SB), denominándose “salidas de borde”, tomándose en cada una de ellas muestras líquidas y sólidas. Para la determinación de los radionucleidos emisores gamma se ha utilizado un detector de Ge hiperpuro intrínseco de rango extendido y con ventana delgada de berilio [1]. Para las muestras sólidas (eflorescencias) se tomaron entre 50 y 100 g de muestra molida y seca, que fueron introducidos en un recipiente cilíndrico hasta una altura de 3 cm. Se po Los radionucleidos emisores alfa determinados con la técnica de espectrometría alfa con detectores de semiconductor (Si) de implantación iónica han sido los isótopos de uranio y el ²¹⁰Po. Las muestras se disolvieron y se aislaron siguiendo un método radioquímico secuencial de extracción [2]. Después de la separación, el uranio se electrodepositó y el ²¹⁰Po se autodepositó en planchetas de plata.



Figura 1. Puntos y zonas de muestreo

Resultados y discusión

Debido a la sobresaturación iónica que presentan las aguas de salida de borde, en las zonas próximas a dichas salidas, suelen formarse precipitados *in situ*, denominados “eflorescencias”, que pueden concentrar ciertos contaminantes, y entre ellos los radionucleidos presentes en dichas aguas. En estas salidas de borde, los lixiviados presentan una concentración de ^{238}U y ^{234}U de unos 10-100 Bq L^{-1} , unas 1000 veces superior a la de agua marina [3], y una concentración de ^{210}Po entre 1-30 Bq L^{-1} , unas 15000 veces superior a su valor medio marino, 2 mBq L^{-1} . Por último, de ^{232}Th el rango de concentraciones obtenido está entre 10 y 60 mBq L^{-1} . Los resultados radiactivos de las eflorescencias caracterizadas, permiten su clasificación en varios grupos bien diferenciados. En primer lugar, se han encontrado muestras con alto contenido en ^{210}Pb : entre 9000 y 12000 Bq kg^{-1} (SB1, SB2, SB3, SB4, SB10 y SBD 2), destacando una de ellas recogida en el punto SB2, que contiene más de por 70000 Bq kg^{-1} . Un segundo tipo de eflorescencias son aquellas que presentan un alto contenido en ^{238}U , con valores en torno a los 8000 Bq kg^{-1} , para muestras tomadas en los puntos SB4 y SBD1. En esos mismos puntos, se han determinado, de nuevo, concentraciones de actividad en los lixiviados unas 1000 veces superiores a las concentraciones típicas del agua de mar. Además se han obtenido muestras (SB5, SB7, SB8, SB10) con concentraciones medias de alrededor de 1000 Bq kg^{-1} de ^{210}Pb y ^{210}Po , entre 300 y 500 Bq kg^{-1} de ^{238}U , con una concentración de ^{226}Ra por debajo de 100 Bq kg^{-1} . En cuanto a las aguas tomadas en esos puntos, de nuevo se han observado valores similares a los anteriores, destacando el punto SB7 con una concentración de 235 Bq kg^{-1} de ^{238}U . Por otro lado, la concentración de ^{210}Po está en torno a 10 Bq kg^{-1} , unas 5000 veces superior a la concentración de ^{210}Po en agua de mar, 2 mBq L^{-1} . Por último, las muestras sólidas recogidas en los canales de desagüe en la zona norte (CBN) y de la zona sur (CBS), presentan concentraciones de radionucleidos inferiores a las anteriores, con valores de ^{238}U y ^{234}U por debajo de 20 Bq kg^{-1} , mientras que en las aguas o lixiviados se han obtenido concentraciones de 300 Bq kg^{-1} en la muestra CBN. Este hecho se debe a su proceso de formación, ya que son muestras que provienen de una cristalización, quedando las muestras sólidas prácticamente libre de radionucleidos.

Conclusiones

La presencia de eflorescencias ocupando superficies relativamente extensas en áreas perimetrales o limítrofes a las balsas de fosfoyesos de Huelva, junto con las elevadas concentraciones de actividad obtenidas en alguna de las eflorescencias caracterizadas, justifican la necesidad de evaluar el riesgo radiológico a la hora de proceder a la restauración de ambas zonas, tanto para los miembros del público en general, como de los trabajadores en particular.

Bibliografía

- [1] J.P Perez Moreno, E.G. San Miguel, J.P. Bolívar, J.L. Aguado. A comprehensive calibration method of Ge detector for low level spectrometry measurement. Nucl. Instrum. Meth. A. (2002), 491, 152-162.
- [2] J.M. Oliveira, F.P. Carvalho. Sequential extraction procedure for determination of uranium, thorium, radium, lead and polonium radionuclides by alpha spectrometry in environmental samples. Czech. J. Phys. (2006), 56, 545-555.
- [3] Ku, T.L., Knauss, K.G., Mathieu, G.G., 1977. Uranium in open oceans, concentration and isotopic composition. Deep-Sea Res. 24, 1005-1017.

COMPORTAMIENTO DE LOS ISÓTOPOS DE URANIO A LO LARGO DE UN CICLO MAREAL EN UN ESTUARIO AFECTADO POR DRENAJE ÁCIDO DE MINAS

Hierro A¹, Martín JE¹, Olías M^{2,3}, García C¹ y Bolívar JP¹

¹Universidad de Huelva/Departamento de Física Aplicada. Huelva.

²Universidad de Huelva/Departamento de Geodinámica y Paleontología. Huelva.

³Universidad Pablo de Olavide/Departamento de Sistemas Físicos, Químicos y Naturales. Sevilla.

Correspondencia: bolivar@uhu.es

Palabras clave: Ciclo mareal, Uranio, adsorción-desorción, Estuario del Tinto, AMD.

Introducción y objetivos

Los ríos Tinto y Odiel convergen en un sistema estuarino conocido como la Ría de Huelva, que constituye un ecosistema de gran interés, y que está condicionado por dos hechos hidroquímicos. Por un lado, las cuencas de los ríos Tinto y Odiel están profundamente afectadas por drenaje ácido de minas debido a la intensa explotación histórica de sulfuros en la Faja Pirítica Ibérica (FPI), que como consecuencia provoca en estos ríos un bajo pH (2.5 para el Tinto y 3.5 para el Odiel), y una carga importante de metales pesados [1]. En segundo lugar, en la desembocadura común de estos ríos se localiza un gran complejo industrial químico, que cuenta con cinco plantas de procesamiento de fosfato roca, y que hasta finales de 2010 generaban anualmente unos 2.5-3 millones de toneladas de fosfoyeso (PG), residuo industrial que contiene altas concentraciones de radionucleidos de la serie del ²³⁸U, aproximadamente 200 Bq kg⁻¹ de ²³⁸U, 650 Bq kg⁻¹ de ²²⁶Ra y 450 Bq kg⁻¹ de ²³⁰Th [2]. Este sistema estuarino presenta un régimen mesomareal semidiurno, con un rango de marea viva media de 3.18 a 0.40 m. Además, la onda de marea presenta en su desplazamiento por el interior del estuario un modelo débilmente hipsincrónico, es decir, va aumentando su amplitud hacia el interior debido a la convergencia o constricción en el canal, con un rango medio de 2.30 m. El objetivo fundamental de este trabajo ha sido analizar el comportamiento de los isótopos de U en las aguas del estuario del río Tinto en un ciclo mareal, bajo unas condiciones hidroquímicas de elevados gradientes de salinidad y pH, generadas por la mezcla de aguas ácidas del río Tinto y el agua de mar.

Material y métodos

El muestreo se llevó a cabo el día 11 de Marzo del 2009 en un punto situado en un puente ubicado frente a las balsas de fosfoyesos y que atraviesa el canal del estuario del río Tinto (Coordenadas: 37°14'55.78"N; 6°53'52.39"W). Se ha seleccionado este punto de muestreo, que corresponde a la zona alta del estuario, con objeto de tener un amplio rango de proporciones de mezcla de aguas marinas y fluviales y, como consecuencia, un amplio rango de pH. El tiempo aproximado entre una pleamar y la bajamar es de 6 horas, completando un ciclo en 12 horas 25 minutos aproximadamente al ser un régimen semidiurno. Las muestras se tomaron con un intervalo de 1 hora desde la bajamar hasta la siguiente bajamar, recolectando un total de 15 muestras de 10 L de agua a unos 50- 60 cm de profundidad. Además, se tomó una alícuota de agua para medir "in situ" los parámetros físico-químicos más relevantes, como son pH, conductividad eléctrica y temperatura. Los isótopos de uranio han sido determinados por espectrometría alfa con detectores de semiconductor de implantación iónica. Para ello se ha aislado los isótopos de U mediante la aplicación de un método radioquímico que se basa en la extracción secuencial de isótopos de U, Th y ²¹⁰Po mediante el empleo del T.B.P. [3].

Resultados y discusión

En la figura 1 se muestra la variación de los valores de los coeficientes de distribución, Kd (L kg⁻¹), con el pH observándose dos regiones simétricas con un máximo relativo en torno a un pH = 5.5. Esta relación muestra que las concentraciones de U disuelto están controladas por procesos de adsorción-desorción, y por tanto el U no se comporta de una manera conservativa. A pH más bajos, el U tiende a estar en disolución, y por lo tanto los procesos de adsorción son menos intensos. A medida que el pH aumenta, los procesos de adsorción son más fuertes y el U procedente del río Tinto es adsorbido/coprecipitado, probablemente sobre material particulado rico en óxidos de Fe y Al, la mayoría del mismo se habría formado a pHs más bajos (entre 3-4) aguas arriba, durante el proceso de neutralización de las aguas ácidas del río con la marina. Los valores de kd alcanzan un máximo absoluto (pKd = 5.3 L kg⁻¹) en torno a un pH de 5.5, el cual coincide con las concentraciones más bajas de ²³⁸U en disolución (unos 3-4 mBq L⁻¹ en las muestras 1, 5 y 13), concentraciones muy inferiores las medidas en las dos fuentes de U en el estuario: los ríos Tinto y Odiel y el Océano Atlántico. Posteriormente a partir de este umbral de pH (5.5), los valores de kd empiezan a decrecer, probablemente debido a que a esa acidez y salinidades se favorece la formación de complejos carbonatados de U, hipótesis que se ha podido ratificar mediante la especiación de U realizada con un modelo hidrogeoquímico (PHREEQC). Los

cocientes $^{234}\text{U}/^{238}\text{U}$ varían desde 1.1 a 1.3. Las muestras con mayor influencia del mar, es decir, cuando se alcanza la pleamar, tienen valores cercanos a 1.1, mientras que las muestras más fluviales (muestras 2, 3, 4, 14 y 15) tienen valores ligeramente más altos (aproximadamente de 1.2), cocientes más bajos que los encontrados en aguas del río Tinto (en torno a 2.0). Este patrón sugiere que la mayoría del U, tanto disuelto como particulado, tiene un origen marino.

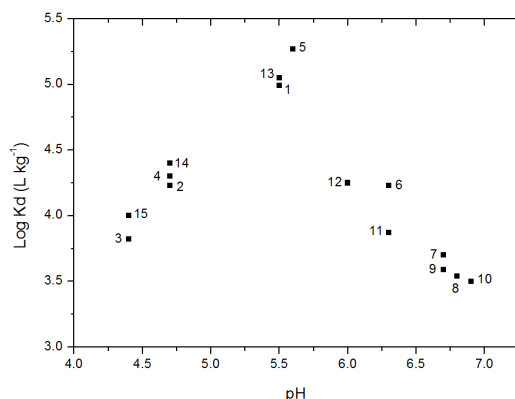


Figura 1. Variación de los Kd con el pH

Conclusiones

El estuario del río Tinto es uno de los sistemas costeros más contaminados del mundo, debido a las altas cantidades de contaminantes transportadas por sus aguas ácidas generadas en el elevado drenaje ácido de minas existente en su cuenca. La influencia de la marea y las descargas fluviales controlan los procesos de mezcla de aguas, afectando al comportamiento geoquímico del U, ya que éste no muestra un comportamiento conservativo, como es típico en estuarios con aguas neutras (pH en torno 6-8). A pesar de las altas concentraciones de U disuelto en el río Tinto, los cocientes $^{234}\text{U}/^{238}\text{U}$ muestran que el U proviene fundamentalmente del agua de mar. El U procedente se adsorbe probablemente sobre partículas ricas en Fe/Al/Mn, que han precipitado previamente como consecuencia de la mezcla de las aguas fluviales y marinas. Los Kd muestran una clara variación con el pH del agua estuarina, indicando que los niveles de U, tanto en las fases disuelta como particulada, están regulados por procesos de adsorción-desorción y por la formación de complejos carbonatados.

Bibliografía

- [1] Olías, M., Cánovas, C., Nieto, J.M., Sarmiento, A.M., Cerón, J.C., 2006. Evaluation of the dissolved contaminant load transported by the Tinto and Odiel rivers (South West Spain). *Appl. Geochem.* 21, 1733-1749.
- [2] Bolívar, J.P., Martín, J.E., García-Tenorio, R., Pérez-Moreno, J.P., Mas, J.L., 2009. Behaviour and fluxes of natural radionuclides in the production process of a phosphoric acid plant. *Appl. Radiat. Isotopes* 67, 345-356.
- [3] Bolívar, J.P., García-Tenorio, R., García-León, M., 1995. Enhancement of natural radio-activity in soils and salt-marshes surrounding a non-nuclear industrial complex. *Sci. Total. Environ.* 173/174, 125-136.

CONTAMINACIÓN AMBIENTAL: INFLUENCIA EN EL FUNCIONAMIENTO DE UN CAPTADOR DE AEROSOLES RADIATIVOS

Duarte Rodríguez X, Hernández Armas J, Martín Delgado J, Rodríguez Perestelo N, Pérez López M, Catalán Acosta A y Fernández de Aldecoa JC

Laboratorio de Física Médica y Radioactividad Ambiental, departamento de Medicina Física y Farmacología, Universidad de La Laguna, La Laguna, Tenerife.
Correspondencia: fimerall@ull.es

Palabras clave: Aerosoles, caudal, contaminación, captadores de aire.

Introducción y objetivos

El contenido de aerosoles radiactivos en el aire que se respira es un componente importante para estimar la dosis debida a la radiación ambiental. En los laboratorios de radioactividad ambiental se realizan determinaciones de radionúclidos en aire mediante el uso de captadores. Se recomienda su ubicación en un lugar en el que se capte aire, que sea representativo al inhalado generalmente por las personas, y a una altura sobre el suelo equivalente a un valor medio de la altura de las fosas nasales de una persona adulta. El caudal captado por el equipo puede, en principio, modificarse si el grado de contaminación del aire en el lugar en que está ubicado el captador cambia por cualquier causa natural o artificial.

Los objetivos perseguidos en esta comunicación son:

1. Determinar los cambios de caudal de aire en un captador de alto flujo según la ubicación del mismo y proximidad a fuentes de contaminación aérea.
2. Establecer la influencia de contaminantes aéreos en la determinación de la concentración de aerosoles radioactivos en el aire atmosférico.
3. Estimar la dosis a la población debida a la inhalación del aire ambiental.

Material y métodos

Se obtuvieron filtros del captador de aire de alto flujo situado en dos posiciones geográficas dentro del campus de Ciencias de la Salud de la Universidad de La Laguna. En la primera (posición 1), que correspondió al periodo comprendido entre el 2010 y 1º semestre de 2012, el equipo estaba en un jardín próximo a una vía de comunicación poco transitada. En la segunda (posición 2), que fue la del 2º semestre de 2012, el captador estuvo situado en un jardín más cercano a una zona sometida a una mayor influencia del tráfico rodado. El captador, PTI ASS500, utiliza filtros de polipropileno de forma cuadrada de 40 cm de lado que se cambian semanalmente. En todos los casos se registraba semanalmente el caudal, el volumen total de aire, el peso del residuo y las condiciones ambientales al principio y final del periodo de captación. El contenido en radionúclidos emisores gamma, capturados en el filtro, se midió en un detector de germanio ultrapuro de alta resolución utilizando para el análisis del espectro el software Genie 2000 versión 3,0⁽¹⁾. El funcionamiento del equipo se verificaba mensualmente utilizando muestras de referencia certificadas. Los resultados descriptivos de las variables cuantitativas se expresan con los valores medios y sus desviaciones estándar. Se comprobó la asunción de normalidad con la prueba de Kolmogorov-Smirnov. Las comparaciones de medias se llevaron a cabo con el Análisis de varianza de una vía. Los análisis se realizaron con el paquete estadístico SPSS v. 17. 0 (Chicago, ILL).

Resultados y discusión

En la tabla 1 se presentan los valores de los parámetros del funcionamiento del captador de alto flujo dando los valores medios para cada semestre y su desviación estándar. En febrero de 2012 se incorporó al motor eléctrico del equipo un variador para aumentar sus revoluciones por minuto y así aumentar el caudal inicial. Se tomó esta resolución porque el caudal inicial había disminuido en comparación con los años anteriores en similares condiciones (condiciones meteorológicas, ubicación del captador y filtro). En la figura 1 se representa la variación semestral de caudal para el periodo 2010- 2012, representando en ordenadas el resultado de la normalización de las diferencias de caudal inicial y final respecto al inicial en tanto por ciento. Existe diferencia significativa entre la variación de caudal correspondiente al segundo semestre de 2012 con las de los demás semestres considerados. Con objeto de conocer si esta variación era debida a la diferente concentración de contaminantes se realizó un análisis del contenido en carbono de los filtros obtenidos en las posiciones 1 y 2. En la tabla 2 se da la actividad por unidad de volumen de los radionúclidos Be-7 y Pb-210 y la dosis debida a la inhalación de los mismos con el aire atmosférico. Para el cálculo de la dosis se aplicaron los factores de conversión propuestos por la ICRP(2) y se tomó un volumen de 0,02 m³/min de aire inhalado.

PERIODO	Caudal inicial (m ³)	Caudal final (m ³)	Volumen muestreado (m ³ /h)	Residuo filtro (g)	Presión (mmHg)	Humedad (%)	T max (°C)	T min (°C)
1° 2010	584±36	433±93	83215±9374	3,34±0,89	718±4	69±6	36±6	16±3
2° 2010	530±46	372±89	71238±9173	3,16±1,03	714±4	71±10	39±7	19±3
1° 2011	585±43	470±101	86975±16762	3,20±1,22	715±3	71±6	35±6	15±3
2° 2011	558±49	456±112	82893±12328	2,76±0,89	718±18	72±5	36±7	19±2
1° 2012	691±74	492±157	97565±22019	3,75±1,07	716±3	68±9	35±7	15±3
2° 2012	712±92	200±179	71736±19716	2,84±1,32	714±10	70±7	35±8	19±4

Tabla 1.- Parámetros relacionados con el funcionamiento del captador.

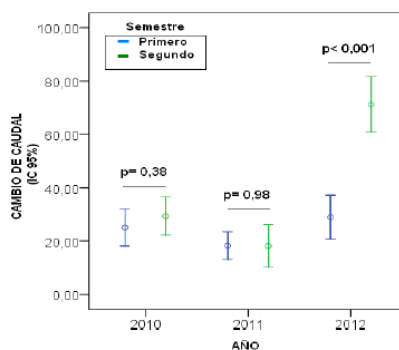


Figura 1.- Variación de caudales de aire en el captador

Radionúclido	2011	2012	Dosis 2011	Dosis 2012
Be-7	4,756±0,140	4,634±0,129	2,150E-06	2,095E-06
Pb-210	0,764±0,091	0,677±0,070	8,831E-03	7,828E-03

Tabla 2.- Actividad específica de los aerosoles expresada en mBq/m³ (desviación estándar) y valor de dosis inhalación (mSv/año)

Conclusiones

Con el análisis realizado se concluye que el cambio de ubicación influye en la relación entre los valores inicial y final de caudales. La causa probable es que en la posición 2 la atmosfera circundante posee más concentración de partículas de carbono negro (hollín) debido al tráfico rodado de la autopista próxima. Las dosis debidas a la inhalación de los radionúclidos detectados en mayor concentración en el aire, no han experimentado diferencias significativas entre los años 2011 y 2012, siendo del orden de 0,4 % de la dosis natural promedio.

Bibliografía

- [1] Genie 2000. Genie 2000 3.0 Operations Manual. Canberra Industries. 2004.
- [2] International Commission of Radiological Protection (ICRP). Dose Coefficients for Intakes of Radionuclides by workers. ICRP publication 68. Oxford Pergamon Press.1994.

INFLUENCIA DE LA GEOMETRÍA DE CALIBRACIÓN EN LA DETERMINACIÓN DE EMISORES GAMMA EN FILTROS DE CARBÓN ACTIVO

Lauradó Tarragó M y Tent Petrus J

Universitat de Barcelona/Laboratori Radiologia Ambiental/Dept. Química Analítica, Martí i Franquès, Barcelona.
 Correspondencia: montse.laurado@ub.edu

Palabras clave: Calibración espectrometría gamma, filtros carbón activo, intercomparación, control de calidad externo

Introducción y objetivos

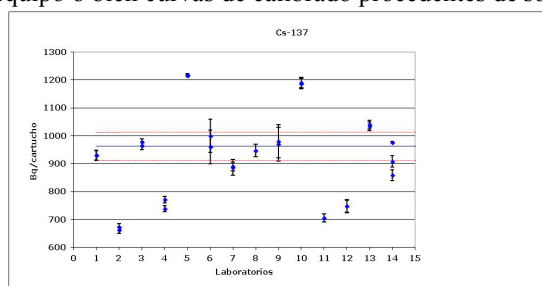
Los laboratorios de ensayo participan, cada vez más, en controles de calidad externo, tales como ejercicios interlaboratorio, pruebas de pericia o muestras compartidas. Para que estos controles sean útiles es necesario conocer y eliminar los factores que puedan introducir fuentes de variabilidad entre los resultados de los diferentes laboratorios. Uno de los ensayos que realizan los laboratorios nacionales involucrados en el control radiológico ambiental para el que es necesario realizar un control de calidad externo, es la determinación de radionúclidos emisores gamma en dispositivos de captación atmosférica como filtros de carbón activo. Un factor a estudiar como fuente de variabilidad en este ensayo, es la geometría de calibración elegida para realizar la correcta cuantificación de las concentraciones de actividad presentes en una muestra. Con este doble objetivo, el Laboratorio de Radiología Ambiental de la Universitat de Barcelona (LRAUB) organizó un ejercicio de intercomparación para la determinación de radionúclidos emisores gamma en filtros de carbón activo. En este ejercicio participaron 14 laboratorios nacionales involucrados en los Planes de Vigilancia Radiológico Ambiental (PVRA) o en el control de calidad de dichos PVRA. Todos ellos analizaron la misma muestra utilizando la calibración que aplicaban en sus ensayos en rutina. El presente trabajo recoge los resultados obtenidos en el ejercicio de intercomparación y, a partir de ellos, se analiza el efecto de la geometría de calibración utilizada en la cuantificación de las concentraciones de actividad presentes en el filtro de carbón activo.

Material y métodos

La muestra utilizada fue un filtro de carbón activo con concentraciones de actividad conocidas de Am-241, Cs-137 y Co-60 siendo homogénea la distribución de estos emisores gamma. El LRA-UB envió el filtro de carbón activo a un primer laboratorio junto con la correspondiente ruta de distribución que se debía seguir. Así cuando el laboratorio recibía el filtro ya sabía a qué laboratorio tenía que enviarlo una vez analizado. La muestra estaba adecuadamente sellada indicándose mediante una flecha la posición correcta sobre el detector. Cada laboratorio realizó la medida de la muestra sin manipular, utilizando su equipo y su curva de calibración en eficiencias. Una vez realizadas las medidas todos los laboratorios remitieron los resultados al LRA-UB.

Resultados y discusión

Los resultados obtenidos en el ejercicio de intercomparación mostraron una gran dispersión atribuyéndose a la influencia del método de calibración. Las geometrías patrón utilizadas por los laboratorios para su calibración son bastante diferentes. Algunos laboratorios utilizan un filtro de carbón activo patrón con una distribución homogénea de los emisores gamma mientras que en otros laboratorios la distribución de los emisores gamma es superficial (no homogénea). También hay laboratorios que realizan una calibración por Monte-Carlo o usan curvas de calibrado de softwares comerciales. A modo de ejemplo se muestran los resultados obtenidos para Cs-137. Para este radionúclido se observó que los resultados que presentaban una mayor diferencia respecto del valor central son los obtenidos cuando se usaban geometrías de filtros de carbón activo patrón con una distribución no homogénea para la calibración del equipo o bien curvas de calibrado procedentes de software comerciales.



Conclusiones

Los resultados del ejercicio de intercomparación muestran la importancia de la geometría patrón utilizada en la calibración de los equipos de medida cuando se quieren comparar los resultados obtenidos por diferentes laboratorios.

VISIÓN GENERAL DEL ÍNDICE DE ACTIVIDAD BETA TOTAL Y BETA RESTO EN LAS AGUAS SUPERFICIALES DE LOS RÍOS ESPAÑOLES

Pujol L, Payeras J y de Pablo MA

CEDEX, edificio CETA, C/Alfonso XII, 3-5, 28014 Madrid.
Correspondencia: Luis.pujol@cedex.es

Palabras clave: Beta total, Beta resto, vigilancia radiológica, cuencas hidrográficas

Introducción y objetivos

Este trabajo pretende dar una visión general del índice de actividad beta total y del índice de actividad beta resto en las aguas superficiales de los principales ríos españoles. Los índices de actividad beta total y beta resto son unos parámetro más de la calidad del agua que el Centro de Estudios y Experimentación de Obras Públicas (CEDEX) viene determinando por encomienda del actual Ministerio de Agricultura, Alimentación y Medio Ambiente, en respuesta a una de sus funciones de llevar a cabo la policía de las aguas. Además, el CEDEX tiene establecido desde el año 1987 un Convenio Marco con el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) para llevar a cabo los programas de vigilancia radiológica del medio acuático. Por otra parte, a partir del año 1986, entra en vigor para España el Tratado Constitutivo de la Comunidad Europea de la Energía Atómica cuyo artículo 35 dice: "Cada Estado Miembro creará las instalaciones necesarias a fin de controlar de modo permanente, el índice de actividad de la atmósfera, de las aguas y del suelo,...", y comunicar regularmente la información relativa de estos controles a la Comisión. Se dispone de resultados desde el año 1979, con 22.000 muestras analizadas en 90 puntos de muestreo distribuidos en las principales cuencas hidrográficas españolas (Norte, Duero, Tajo, Guadiana, Guadalquivir, Segura, Júcar, Ebro y cuencas catalanas) [1]. Las tomas de las muestras son puntuales o integradas y la frecuencia de muestreo es quincenal, mensual o trimestral. Aguas abajo del vertido de las principales instalaciones nucleares, las tomas suelen ser integradas con frecuencia de muestreo quincenal.

Material y métodos

El índice de actividad beta total en aguas continentales es determinado habitualmente mediante medida en contador proporcional utilizando el método de evaporación directa en plancheta de acero inoxidable siguiendo la norma UNE 73311-4:2002. La actividad calculada está referida a un patrón beta de estroncio-90/itrio-90. La Actividad Mínima Detectable (AMD) alcanzada con un volumen de 200 ml y un tiempo de recuento de 300 minutos, varía aproximadamente entre 0,03 y 0,04 Bq/l, en función del detector utilizado. El índice de actividad beta resto se determina restando del índice de actividad beta total la actividad beta total debida al potasio-40 siguiendo la norma UNE 73340-2:2003. La concentración de potasio se determina por espectrofotometría de absorción atómica. En este caso, la AMD también varía entre 0,03 y 0,04 Bq/l. Los resultados del índice de actividad beta total y del índice de actividad beta resto se expresan con el valor de la medida y su incertidumbre asociada con un factor de cobertura de $k=2$. En el caso de que el valor de la medida sea inferior a su incertidumbre se proporcionará solo la AMD.

Resultados y discusión

El rango de los valores medios anuales del índice de actividad beta total y del índice de actividad beta resto durante el periodo comprendido entre los años 2001 y 2011 se presenta en la siguiente tabla 1.

Cuenca	Número de puntos de muestreo	Número total de muestras analizadas	Rango de los valores medios del índice beta total (mBq/m ³)	Rango de los valores medios del índice beta resto (mBq/m ³)
Norte	10	1046	26 ± 1 – 142 ± 5	12 ± 1 – 30 ± 2
Duero	8	692	64 ± 5 – 175 ± 6	23 ± 1 – 50 ± 7
Tajo	22	2079	41 ± 4 – 505 ± 14	12 ± 2 – 132 ± 7
Guadiana	5	206	45 ± 3 – 664 ± 40	20 ± 2 – 74 ± 11
Guadalquivir	12	778	79 ± 2 – 470 ± 10	21 ± 2 – 116 ± 11
Segura	4	258	60 ± 4 – 206 ± 13	19 ± 2 – 58 ± 8
Júcar	6	439	63 ± 4 – 114 ± 2	14 ± 3 – 22 ± 2
Ebro	12	1532	71 ± 1 – 219 ± 11	23 ± 1 – 65 ± 5
Cuencas catalanas	7	290	145 ± 7 – 1161 ± 53	22 ± 5 – 92 ± 14

Tabla 1. Rango de los valores medios del índice de actividad beta total y del índice de actividad beta resto en las aguas continentales españolas (2001-2011).

Se observa que, en general, exceptuando las cuencas catalanas, los valores medios del índice de actividad beta total de las diferentes cuencas hidrográficas no supera el valor de 1 Bq/l. Este valor se explica debido a la actividad beta del potasio-40 presente en las cuencas catalanas. Respecto al índice beta resto, las cuencas hidrográficas españolas presentan un valor medio máximo que es un orden de magnitud inferior que el valor paramétrico de 1 Bq/l establecido en el RD140/2003 sobre aguas de consumo humano.

Conclusiones

El principal objetivo de este trabajo, ha sido proporcionar una visión general de los niveles del índice de actividad beta total y del índice de actividad beta resto en las cuencas hidrográficas de los ríos españoles. Esta información puede ser utilizada para mejorar la red de vigilancia radiológica ambiental y para apoyar estudios de investigación en los que sea necesario el conocimiento del valor del fondo radiológico y su evolución en las cuencas hidrográficas españolas.

Bibliografía

[1] Payeras J., Pujol, L. (2009). Visión general del índice de actividad alfa total en las aguas superficiales españolas. XVII Congreso de la Sociedad Española de Física Médica y XII Congreso de la Sociedad Española de Protección Radiológica, Alicante, 2-5 junio de 2009.

DETERMINACIÓN DE ^{230}Th MEDIANTE ICP-MS DURANTE EL CONTROL DE LAS ACTIVIDADES DE RESTAURACIÓN DE UN ÁREA DE TERRENO CONTAMINADA CON ESTÉRILES DE MINERÍA DE URANIO

Yagüe L, Conde E, Navarro N, Fernández M, Ortiz MI, Noguerales C y Gascó C

CIEMAT. Madrid.

Correspondencia: nuria.navarro@ciemat.es

Palabras clave: Determinación de ^{230}Th , ICP-MS, vigilancia radiológica, filtros ambientales

Introducción y objetivos

En el año 2012, dentro de las actividades correspondientes al Proyecto PIMIC del CIEMAT se ha llevado a cabo la primera fase del proceso de restauración del área conocida como montecillo. Se trata de una zona de terreno que presentaba una contaminación residual debido al enterramiento de estériles de minería del uranio. Las actividades realizadas han consistido en la eliminación de la masa arbórea existente en la superficie del terreno, la excavación del mismo y el consiguiente movimiento de tierras. El impacto radiológico sobre los miembros del público se ha controlado mediante las medidas de filtros recogidos en los puntos de muestreo que tiene establecidos el PVRA (Plan de Vigilancia Radiológica Ambiental) del CIEMAT en las proximidades del área de excavación. Todas las operaciones en dicha zona se realizaron poniendo los medios adecuados para evitar la generación y dispersión de polvo. A pesar de ello, con objeto de detectar cualquier emisión de aerosoles radiactivos, se estableció una vigilancia radiológica adicional a la del PVRA en el perímetro adyacente a la zona de excavación. Para ello en el límite de la zona de excavación se colocaron dos captadores de polvo. Los filtros ambientales recogidos semanalmente fueron analizados por dos laboratorios del CIEMAT para determinar la concentración de actividad de los dos radionucleidos con mayor toxicidad química (^{226}Ra y ^{230}Th) del isotópico de interés. La metodología de medida aplicada se describe en este trabajo y está basada en la combinación de la técnica de espectrometría gamma y el desarrollo de un procedimiento de análisis de ^{230}Th mediante ICP-MS.

Material y métodos

El muestreo se realizó en dos puntos situados en el perímetro adyacente a la zona en la que se efectuaron las actividades de restauración, empleando dos captadores marca TCR Tecora (mod. Skypost PH S.F). Durante el transcurso de la obra de excavación se tomaron un total de 56 filtros ambientales, en muestreos semanales realizados en continuo. El caudal aplicado fue de 24 Lmin^{-1} , lo que permitió obtener volúmenes de muestreo de aproximadamente 240 m^3 . En todas las muestras se realizó una determinación de la concentración de actividad de ^{226}Ra mediante espectrometría gamma. Las medidas se llevaron a cabo empleando dos detectores de Ge ultrapuro de tipo BEGe (modelos BE3830 y BE3825), empleando el programa Genie 2000 para la adquisición y análisis de los espectros. La determinación de ^{230}Th , emisor alfa con líneas gamma de baja probabilidad de emisión, se llevó a cabo mediante ICP-MS en un 20% de las muestras. El método analítico desarrollado consta de las siguientes etapas: (i) disolución de la muestra (ii) preconcentración y/o purificación del Th del resto de la matriz y (iii) detección y cuantificación del analito por espectrometría de masas. La digestión de la muestra se hizo mediante disolución ácida en horno microondas. A continuación, se llevó a cabo la separación del Th del resto de la matriz mediante cromatografía de intercambio iónico con la resina AG1 x 8, eluyendo el analito con una mezcla de HCl 6M/ 0.26 HF [1,2]. Las medidas de ICP-MS se realizaron en un instrumento Thermo XSeriesII con sistema analizador de masas de cuadrupolo utilizando la técnica de calibración externa y patrón interno (Llu-175). La optimización de los parámetros instrumentales se llevó a cabo mediante una solución de U-238 y Th-232 en HN_3 2% (v/v).

Resultados y discusión

La determinación de ^{226}Ra mediante espectrometría gamma se llevó a cabo a partir de la línea de emisión principal de este radionucleido, con una energía de 186,2 keV y probabilidad de emisión de 3,6%. Este línea presenta una interferencia con la emisión principal del ^{235}U (185,7 keV, 57,2%), cuya resolución, en caso de detectarse fotopico a 186 keV se resuelve mediante la determinación del ^{235}U a partir de una de sus líneas secundarias (143,8 keV, 11,0%). En ninguna de las 56 muestras de filtros analizadas se detectó concentración de actividad debida a ^{226}Ra , obteniéndose valores del límite de detección para este radionucleido que oscilaron entre $1,60\text{E}-03$ y $4,65\text{E}-03 \text{ Bq m}^{-3}$.

La determinación de ^{230}Th mediante ICP-MS se llevó a cabo en un 20% de los filtros ambientales, aplicando el procedimiento analítico indicado en el apartado anterior. Debido a su mayor sensibilidad, esta técnica analítica permite la detección de niveles de concentración de actividad muy inferiores a los alcanzados mediante técnicas espectrométricas convencionales como la espectrometría gamma. En este caso, los valores de concentración de actividad de ^{230}Th detectados fueron tres órdenes de

magnitud inferiores a los límites de detección obtenidos en la determinación de ^{226}Ra por espectrometría gamma, y estaban comprendidos en el intervalo entre $6,7 \text{ E}^{-07}$ y $1,5\text{E}-05 \text{ Bqm}^{-3}$.

Estos valores de concentración de actividad no presentan ninguna relevancia desde el punto de vista radiológico, ya que se encuentran en el rango de variación de los niveles de fondo de radionucleidos naturales de la serie del uranio detectados antes del inicio de las operaciones de movimiento de tierras en filtros ambientales del plan de vigilancia radiológica del CIEMAT (PVRA).

Conclusiones

El método desarrollado para la determinación de ^{230}Th por ICP-MS es simple, rápido y aplicable a diversidad matrices. La utilización de HF para la elución del Th consigue disminuir tanto el tiempo empleado en esta etapa como la cantidad de reactivo utilizado, lo que supone una disminución de los blancos. La utilización de la técnica de ICP-MS, debido a su elevada sensibilidad, permite alcanzar límites de detección para el ^{230}Th más bajos que los obtenidos mediante otras técnicas, como la espectrometría gamma. Los niveles de concentración de actividad de radionucleidos de la serie del uranio detectados en el programa de control adicional establecido se encuentran en el rango de variación de los niveles de fondo detectados en el área de interés.

Bibliografía

- [1] R. J. Vivone, M.L.D.P. Godoy, J.M. Godoy and G.M. Santos. 2012, J. Braz. Chem. Soc., 1-8, .
- [2] P. Thakur, S. Ballard and J. L. Conca. 2011, J. Radioanal. Nucl. Chem. 287, 311-321.

DOSIS POBLACIONALES POR ESTUDIOS DE MEDICINA NUCLEAR (DOMNES). CONTRIBUCIÓN DEL PROYECTO DOMNES A DOSE DATAMED2

Ramírez ML¹, Ruiz A², Ferrer N³, Alonso Farto JC⁴, Álvarez C¹ y Rodríguez M¹

¹Subdirección de Protección Radiológica Operacional. Consejo de Seguridad Nuclear. Madrid

²Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica. Hospital de la Santa Cruz y San Pablo. Barcelona.

³Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Ramón y Cajal. Madrid.

⁴Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Universiatrio. Gregorio Marañón. Madrid.

Correspondencia: mlrv@csn.es

Introducción y objetivos

En el ámbito europeo, la Directiva /97/43/ EURATOM sobre exposiciones médicas establece la obligación de los Estados Miembros de determinar la distribución de las estimaciones de dosis individuales resultantes de las exposiciones médicas para la población y los grupos de referencia significativos. Esta obligación se incorporó en la Reglamentación española, identificando al Consejo de Seguridad Nuclear y a las Autoridades Sanitarias como los responsables de su cumplimiento. En 2008, la Comisión publicó el documento Report Radiation Protection n° 154, titulado “European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures”, que presentaba los resultados de un proyecto multinacional europeo que estimaba las dosis a la población por exposiciones médicas. Este proyecto denominado DOSE DATAMED 1, se centró básicamente en exámenes de radiodiagnóstico. En 2011 comienza una segunda parte del proyecto denominado DOSE DATA MED 2, en este proyecto se hace un mayor hincapié en los estudios de medicina nuclear y además, se incluyen otros países que, como España, no participaron en el proyecto anterior. Con el fin de cumplir con todos los antecedentes anteriores nace en el año 2012 el proyecto DOMNES (Dosis a la Población por estudios de Medicina Nuclear en ESpaña). El Proyecto DOMNES se realiza en el marco del FORO de Protección Radiológica en el Medio Sanitario, creado en 2001 (compuesto por el Consejo de Seguridad Nuclear, la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Física Médica), con la participación de la Sociedad Española de Medicina Nuclear e Imagen Molecular y el FORO, para la realización de una prospección sobre los procedimientos de Medicina Nuclear utilizados en los centros sanitarios españoles, su frecuencia, y las dosis impartidas a los pacientes. Este proyecto también cuenta con el respaldo del Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad y de las Autoridades sanitarias de las CCAA. La duración del proyecto es de 16 meses, teniendo su fecha de finalización en el 2013.

Los objetivos del proyecto DOMNES son:

- Determinar la relación entre las frecuencias de los diferentes tipos de exámenes de Medicina nuclear, las dosis típicas impartidas a los pacientes y su contribución a la dosis colectiva total en España.
- Comprobar si existen variaciones entre todas la Comunidades Autónomas en cuanto a frecuencias y dosis individual para cada tipo de examen.
- Estimar la contribución de los diferentes procedimientos médicos a la dosis colectiva total en España.
- Comparar las frecuencias y las dosis individuales anuales con las obtenidas en otros países de la Unión Europea.
- Contrastar la contribución a la dosis de la población debida a los procedimientos de Medicina Nuclear con las debidas a la exposición a otras fuentes naturales y artificiales de radiaciones ionizantes.
- Ampliar los valores de referencia para los procedimientos de Medicina Nuclear con una contribución significativa a la dosis colectiva.
- Beneficiarse de medidas correctoras en caso de encontrar situaciones de exceso de dosis acumulada en determinadas técnicas.
- Desarrollar una infraestructura para obtención de información y una metodología para evaluación de las dosis a los pacientes y para la estimación de las dosis a la población, que facilite la realización de nuevas prospecciones en el futuro.
- Reportar información al proyecto europeo Dose Data Med 2.

Material y métodos

Se desarrolló un cuestionario cuya validación se realizó mediante un programa piloto en el que participaron 13 Hospitales estratégicamente elegidos, los cuales recopilaron datos correspondientes a los primeros cuatro meses de 2012. Posteriormente nos dirigimos al 100% de las instalaciones de Medicina Nuclear de España; el suministro de datos se llevó a cabo mediante una plataforma web que permite actualizar la información. La información solicitada y suministrada corresponde a los procedimientos diagnósticos realizados en el año 2011 que se realizan con una frecuencia mayor en España. En todos los casos hay que destacar el apoyo e interés total mostrado por los Servicios de Medicina Nuclear y por los Servicios de Protección Radiológica y Radiofísica de los 13 Hospitales.

Resultados y discusión

En el mes de octubre de 2012, se remitió a Dose DataMed 2 la información recopilada en cada una de las instalaciones radiactivas de medicina Nuclear españolas. La participación de estas instalaciones, ha correspondido a alrededor del 80% de las mismas. Con anterioridad, se habían remitido los resultados obtenidos de dosis por procedimiento de Medicina Nuclear correspondientes al 14% de la población española a Dose DataMed 2 en el mes de julio de 2012. En este caso, se hizo una comparación con los datos remitidos por Italia, que correspondían al 30% de la población italiana, y los resultados eran del mismo orden.

Conclusiones

Se ha llevado a cabo una recopilación muy significativa de información sobre los procedimientos diagnósticos en Medicina Nuclear que se llevan realizando anualmente en España. Los valores de frecuencia y dosis efectiva son del orden de los registrados para países de nuestro entorno. España ha participado de forma activa en el proyecto Dose DataMed 2 remitiendo toda la información requerida.

Bibliografía

- [1] RADIATION PROTECTION N° 154. European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures. EUROPEAN COMMISSION. Unit H.4 — Radiation Protection, 2008.
- [2] Bly R, Jahnen A, Järvinen H, Olerud H, Vassileva J and Vogiatzi S: European population dose from radiodiagnostic procedures – early results of Dose Datamed 2, NSFS Conference, Reykjavík, August 22-25, 2011.

CONTROL DE CALIDAD EN LA PRECISIÓN DEL ÍNDICE DE ACTIVIDAD BETA TOTAL EN DIFERENTES MATRICES DE MUESTRAS DE AGUAS

Pujol L, de Pablo MA y Payeras J

CEDEX, Edificio CETA. Madrid.
Correspondencia: Luis.pujol@cedex.es

Palabras clave: Control de calidad, beta total, precisión

Introducción y objetivos

La norma ISO/IEC 17025:2005 de requisitos generales para la competencia técnica de laboratorios de ensayo y calibración, establece que un laboratorio debe tener procedimientos de control de la calidad, para realizar el seguimiento de la validez de los ensayos y las calibraciones llevadas a cabo. En este trabajo se presenta la experiencia del Laboratorio de Aplicaciones Isotópicas del CEDEX en el control de la precisión del índice de actividad beta total en muestras de agua de diferentes matrices (aguas de consumo humano, aguas continentales y aguas marinas).

Material y métodos

En el CEDEX se analizan muestras de agua procedentes de diferentes Redes de Vigilancia Radiológica Ambiental (RVRA) [1,2]. En la RVRA de las aguas continentales españolas se analizan muestras procedentes de unos 90 puntos de muestreo distribuidos en las principales cuencas hidrográficas (Norte, Duero, Tajo, Guadiana, Guadalquivir, Segura, Júcar, Ebro y cuencas catalanas). En la RVRA de las aguas marinas se analizan muestras procedentes de 15 puntos de muestreo repartidos a lo largo de todo el litoral español (mar Cantábrico, océano Atlántico y mar Mediterráneo). Se analizan también muestras de aguas destinadas al consumo humano procedentes de aproximadamente 25 puntos de muestreo. En parte de las muestras se determina el índice de actividad beta total por duplicado. En estos duplicados, aproximadamente 600 muestras, se ha analizado el coeficiente de variación (CV) para determinar la precisión del ensayo. El análisis de estos datos para los índices de actividad beta total ha permitido establecer una estrategia para el control de calidad de la precisión del ensayo beta en el que el CEDEX está acreditado siguiendo la norma UNE 73311-4:2002.

Resultados y discusión

Los CV en las aguas continentales y en las aguas destinadas a consumo humano presentan un rango de variación desde 0 hasta un 70%, aproximadamente. Se observa que el CV es mayor para índices de actividad bajos. En consecuencia, se han establecido tres niveles de control de la precisión: nivel 1) $AMD - 0,10 \text{ Bq/l}$, nivel 2) $> 0,10 - 0,20 \text{ Bq/l}$ y nivel 3) $> 0,20 \text{ Bq/l}$. Los criterios de aceptación y rechazo de los duplicados se han situado en un CV del 40%, 30% y 15%, para los niveles 1, 2 y 3, respectivamente. Los CV en aguas marinas son inferiores a los CV de las aguas continentales y a los CV de las aguas destinadas a consumo humano. Esto es debido a que el índice de actividad beta total de las aguas marinas es mayor. Los valores del CV de las aguas marinas han variado desde 0 hasta un 16%. En consecuencia, en estas aguas se ha establecido el 10% como nivel de aceptación y rechazo para todos los rangos de actividad. Este método se ha establecido para el control de calidad de la precisión para el índice de actividad beta total y se aplica de forma sistemática a la rutina del laboratorio. Trimestralmente se realizan los informes correspondientes a los estudios del CV establecido como criterio de aceptación y rechazo. Este informe es un registro del sistema de gestión de calidad del laboratorio.

Conclusiones

Se establecido un criterio de aceptación y rechazo para el control de calidad de la precisión del índice de actividad beta total. El CV entre los duplicados de muestras de aguas continentales y aguas destinadas al consumo humano debe cumplir los siguientes criterios: 1) para el rango desde el $AMD - 0,10 \text{ Bq/l}$, el CV debe ser inferior al 40%, 2) para el rango $> 0,10 - 0,20 \text{ Bq/l}$, el CV debe ser inferior al 30%, y) para $> 0,20 \text{ Bq/l}$, el CV debe ser inferior al 15%. En el caso de aguas marinas se ha establecido que el coeficiente de variación debe ser inferior al 10% para todo el rango de valores.

Bibliografía

- [1] de Pablo, M.A. (2008), Vigilancia Radiológica del agua (I). Ingeniería Civil, 2008, 51: 77-83.
- [2] de Pablo, M.A. (2008), Vigilancia Radiológica del agua (II). Ingeniería Civil, 2008, 52: 95-103.

AVANCES EN EL MARCO REGULADOR DE LA PROTECCIÓN CONTRA EL RADÓN EN ESPAÑA

García-Talavera M, Martín Matarranz JL, Rey C, Salas R y Ramos L

Consejo de Seguridad Nuclear (CSN). Madrid.
Correspondencia: mgmt@csn.es

Palabras clave: Radón, radiación- γ , regulación

Introducción y objetivos

En los últimos años, el control de la exposición al radón ha adquirido un papel mucho más relevante, tanto en el sistema de protección radiológica internacional como en la regulación española y en la de un buen número de otros países. Una herramienta básica en cualquier estrategia de ámbito nacional de protección contra el radón es la identificación de aquellas áreas geográficas donde un porcentaje significativo de los edificios registre concentraciones superiores al nivel de referencia. Puesto que el número de medidas de radón en viviendas disponibles en España es insuficiente para la identificación de dichas áreas en todo el territorio, el objetivo de este trabajo es desarrollar una metodología que, utilizando otra información complementaria, permita identificarlas y elaborar un mapa a nivel nacional de zonas en las que es probable que el 10% de los edificios supere el nivel de referencia de 300 Bq/m^3 (GS 11.02).

Material y métodos

Para este trabajo se han combinado las siguientes fuentes de información:

- La base de datos de medidas de radón en viviendas del CSN, que recoge todas las medidas realizadas en proyectos de investigación subvencionados o cofinanciados por el CSN desde principios de los años 90
- El mapa de radiación gamma natural (MARN) del CSN
- Los mapas litoestratográfico y metalogenético del IGME

Los análisis estadísticos se han realizado con el programa R y la elaboración de mapas con ArcMap v. 9.0.

Resultados y discusión

La concentración de radón en viviendas de un municipio presenta una correlación lineal moderada con la radiación gamma promedio [$\ln(GM)$ vs. $R\gamma$: $r=0.61$; $p<0.05$], aunque insuficiente para construir un modelo con un poder predictivo aceptable. No obstante, si ambas variables se tratan como categóricas, el análisis de correspondencias muestra una marcada asociación. En particular, es muy improbable que aquellos municipios con niveles de tasa de radiación- $\gamma < 7.5 \mu\text{R/h}$ presenten distribuciones de radón en viviendas con percentiles 90 superiores a 300 Bq/m^3 . A efectos del mapa, todas estas zonas quedan clasificadas, por tanto, como de “no riesgo”. Para el resto, las medidas se agrupan por unidad geológica y la decisión sobre su clasificación se toma en base a un test de hipótesis sobre el percentil 90 de la distribución de concentraciones de radón correspondiente. El número mínimo de medidas para aplicar dicho test es de 27. El mapa resultante puede verse en la figura 1.

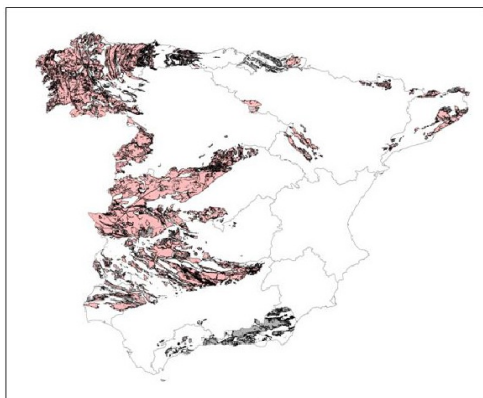


Fig. 1: Mapa de zonas de España peninsular en las que se estima que un 10% de los edificios pueden superar 300 Bq/m^3 de concentración media anual de radón (en rosa). Las zonas pendientes de clasificación por falta de medidas aparecen coloreadas en gris.

Conclusiones

La metodología desarrollada permite clasificar, en cuanto a su exposición al radón, la mayor parte del territorio nacional. El mapa obtenido con esta metodología tiene una aplicación práctica inminente en el contexto de la reglamentación española actual (Instrucción IS-33 del CSN) y con vistas a futuro, a la luz de la revisión de la Directiva europea de protección radiológica.

Bibliografía

- [1] Guía de Seguridad GS 11-02. Control de la exposición a fuentes naturales de radiación. CSN. 2012.
- [2] Instrucción IS-33, de 21 de diciembre de 2011, del Consejo de Seguridad Nuclear, sobre criterios radiológicos para la protección frente a la exposición a la radiación natural.
- [3] Proposal for a COUNCIL DIRECTIVE laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation (2011/0254).

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DE LA VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL EN ESPAÑA TRAS LOS ACCIDENTES DE CHERNÓBIL Y FUKUSIMA

Luque Heredia S, Salas Collantes R, Rey del Castillo C Marugán Tovar I, Sterling Carmona A, Ramos Salvador y Lorente Lorente P

Consejo de Seguridad Nuclear/Subdirección de Protección Radiológica Ambiental. Madrid..
Correspondencia: slh@csn.es

Palabras clave: Vigilancia Radiológica Ambiental Fukushima Chernóbil

Introducción y objetivos

A raíz de los accidentes de las centrales nucleares de Chernóbil en la Unión Soviética y de Fukushima en Japón, el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) puso en marcha sendos dispositivos especiales de vigilancia para el seguimiento de la contaminación radiactiva a través de los valores proporcionados por las distintas redes y programas de vigilancia radiológica ambiental de nuestro país existentes en cada momento. El objetivo de este trabajo es comparar y analizar los resultados obtenidos correspondientes a las vías de exposición y matrices en las que se detectó contaminación en ambos casos.

Material y métodos

Los datos del presente estudio provienen fundamentalmente de la base de datos de vigilancia radiológica ambiental del CSN, Keeper, que contiene cerca de tres millones de registros abarcando desde 1966 hasta nuestros días. Para el análisis de los resultados se utilizarán herramientas informáticas estadísticas como aquellas intrínsecas a la propia aplicación Keeper, hojas de cálculo Excel© y el software de tratamiento estadístico de datos Statgraphics©. Asimismo, se realizará un análisis gráfico de los datos utilizando un Sistema de Información Geográfica (ArcGis©) además de la propia aplicación Keeper.

Resultados y discusión

En España, como en el resto de países de nuestro entorno, los principales isótopos detectados tras ambos accidentes fueron el yodo-131, cesio-137 y cesio-134 en aire, leche y alimentos. Los valores detectados se vieron influidos por distintos factores como el diseño de la planta, el tipo de accidente, el término fuente, la naturaleza de la emisión, la duración de la misma, la meteorología del momento o la distancia a la central, entre otros. En relación al yodo-131 en aire, se pudo observar como la presencia de este isótopo tras el accidente de Chernóbil estuvo localizada principalmente en la zona más oriental de la península mientras que tras Fukushima se distribuyó uniformemente por todo el territorio nacional. Los valores detectados fueron, en términos generales, de un orden de magnitud inferiores en el caso de Fukushima. Asimismo, tras Chernóbil, se pudo observar un incremento del índice de actividad beta total en aire en la citada zona del territorio nacional afectada, que no fue detectado tras el accidente de Japón. En alimentos, se detectó principalmente yodo-131 en leche, con valores ligeramente inferiores tras Fukushima, y en vegetales se observó una relación entre los isótopos detectados y la estacionalidad de las cosechas que influye en los resultados. Asimismo, se detectó la presencia de otros isótopos en concentraciones de actividad mucho menores. Utilizando los resultados obtenidos en ambos casos, se ha completado el presente trabajo con un sencillo cálculo de dosis, del cual se deduce que las dosis que habría podido recibir la población en nuestro país a causa de estos accidentes fueron sumamente bajas y no supusieron riesgo alguno.

Conclusiones

El papel fundamental de las redes y programas de vigilancia radiológica ambiental, así como la supervisión y seguimiento de sus resultados hace posible la detección y evaluación de la contaminación radiactiva en nuestro territorio en niveles extremadamente bajos. En el caso de los accidentes de Chernóbil y Fukushima los valores obtenidos mostraron que en España no existió riesgo para la población ni el medio ambiente.

IMPORTANCIA DEL ESTUDIO COMPARATIVO DE DOSIS EN TC ENTRE DISTINTOS CENTROS

Ramos Amores D, Serna Berná A, Mata Colodro F y Puchades Puchades V

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario Santa Lucía. Cartagena. Región de Murcia.

Correspondencia: davram@terra.es

Palabras clave: Dosimetría, TC, estudio comparativo

Introducción y objetivos

Este trabajo pretende mostrar, la importancia de hacer análisis comparativos entre distintos centros para conseguir que los estudios de TC, se puedan hacer con menos dosis sin impedir una óptima calidad de imagen para el diagnóstico. Muchas veces en los servicios de radiología se hacen exploraciones de TC sin saber si con menos dosis, hubiera bastado para realizar el diagnóstico. Esto en principio es una pregunta bastante común y la respuesta no es fácil. El objetivo de este trabajo es ver que realizar estudios estadísticos sobre la dosis impartida por TC en dos centros distintos, puede tener consecuencias beneficiosas para los pacientes, ya que se podrán hacer escáneres con menor dosis y una calidad de imagen óptima para el diagnóstico.

Material y métodos

Durante el año 2012 se hizo, tanto en el Hospital General Universitario de Santa Lucía (HGUSL), como en el Hospital Universitario Santa María del Rosell (HGUSMR) ambos de Cartagena, un estudio dosimétrico de TC. El propósito del estudio era conocer las dosis de radiación que tenían y compararlas con las referencias nacionales e internacionales. [1], [2] El Servicio de Diagnóstico por la Imagen del HGUSL cuenta con dos TC de SIEMENS: uno es el modelo SOMATON DEFINITION AS64 y otro es el modelo SOMATON DEFINITION AS+. El mismo Servicio del hospital HGUSMR cuenta con un TC de la marca GENERAL ELECTRIC y modelo LIGHTSPEED. Los tres TC cuentan con sistemas de modulación de la corriente. Para los tres TC se realizó una verificación de la calibración de los indicadores de los índices dosimétricos mostrados por los equipos, con la cámara lápiz Xi CT de 10cm de longitud activa, convenientemente calibrada, en un maniquí de PMMA tanto de 16cm, como de 32cm de diámetro de la marca Unfors. Los resultados muestran discrepancias en torno 5-7% en los TC de SIEMENS y del -2,3% en el TC de GENERAL ELECTRIC, por lo tanto dentro de la tolerancia que marca el PECCR [1] que es el 10%. Para hacer el estudio se recogieron de los informes generados los valores de mAs, KVp, colimación, espesor de corte, CTDI_{vol}, DLP (producto dosis por longitud) y se calculó la Dosis Efectiva E con los valores de la Dosis Efectiva Normalizada EDLP y aplicando $E = DLP * E_{DLP}$. En los estudios de cráneo y de tórax no se observaron grandes diferencias entre los dos centros. Pero si nos llamó la atención los de abdomen. Estos presentaban en el HGUSMR un valor más alto en los índices de dosis que los mismos realizados en HGUSL. Por ello le planteamos esta problemática a los radiólogos de HGUSMR, y se realizaron algunas modificaciones en el equipo junto con el personal técnico de GENERAL ELECTRIC. Todas ellas destinadas a reducir la dosis a los pacientes y lógicamente a obtener una calidad óptima de imagen que se consultó con el Servicio de Radiología.

Resultados y discusión

En la siguiente tabla se representa el tercer cuartil (valor de referencia) de cada una de las distribuciones estadísticas del estudio dosimétrico de TC en abdomen en ambos hospitales, y en el caso del HGUSMR se exponen los valores antes y después de la modificación. También aparecen los valores de referencia dados en la Guía Europea [2]:

	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGycm)	E (mSv)
European Guidelines	35	780	11.7
HGU Santa Lucía	13	565	8.5
HGU Rosell (antes)	30	1145	17.2
HGU Rosell (post)	18	800	12.0

En la figura adjunta (1) aparecen los valores de DLP en mGycm de la distribución, antes (azul) y después de la modificación (rojo)

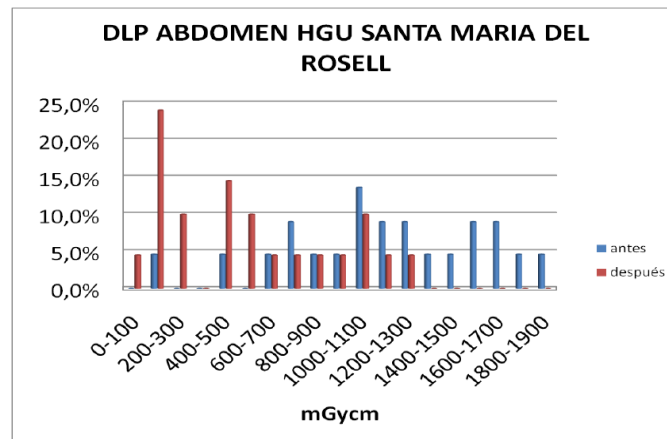


Figura 1: Distribución del producto dosis longitud (DLP) en abdomen antes y después de la modificación en el HGUSMR.

Conclusiones

Como se puede ver se produce un descenso en la dosis administrada a los pacientes en los estudios de TC en la localización de abdomen, de aproximadamente el 30% en el Hospital General Universitario Santa María del Rosell después de la intervención. Somos conscientes de que no se expone ningún parámetro objetivo que nos informe sobre la calidad de imagen antes y después de la intervención. Nuestra única información sobre esto, proviene de los propios radiólogos, ellos nos confirman que apenas hay cambios en las imágenes que alteren su capacidad diagnóstica y por lo tanto se dan por buenas estas modificaciones.

Bibliografía

- [1].-PECCR (2011). Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico.
- [2].-European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography 1999. CEC Document; EUR 16262 Luxemburg

RESULTADOS DE LOS PROGRAMAS ESPECIALES DE VIGILANCIA RADIOLÓGICA EN LOS EMPLAZAMIENTOS DE LAS INSTALACIONES NUCLEARES: IMPLICACIONES EN EL PROGRAMA DE VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL (PVRA)

Marugán Tovar I, Sanz Alduán M T., Luque Heredia S, Rey del Castillo C, Salas Collantes R, Sterling Carmona A, Ramos Salvador L y Lorente Lorente P

Consejo de Seguridad Nuclear, Subdirección de Protección Radiológica Ambiental. Madrid, España.
Correspondencia: imt@csn.es

Palabras clave:

Introducción y objetivos

Durante el año 2008, se produjeron en las centrales nucleares españolas diversos sucesos relacionados con la existencia en los emplazamientos de puntos o zonas con contaminación radiactiva en el exterior de los edificios, sucesos que se notificaron al CSN de acuerdo con lo establecido en la instrucción del CSN IS-10, "Criterios de notificación de sucesos en centrales nucleares". Como consecuencia del análisis de estos sucesos, el CSN emitió una instrucción técnica complementaria (ITC) que requería la realización de un programa de vigilancia radiológica ambiental en áreas exteriores dentro de los emplazamientos de las instalaciones nucleares. En respuesta a lo anterior los titulares remitieron los informes de resultados obtenidos de esta vigilancia, resultados que fueron evaluados por el CSN. Una de las conclusiones de estas evaluaciones fue que en los informes presentados no se mencionaba expresamente la posible influencia de los vertidos de la red de pluviales en las zonas exteriores y, en consecuencia, la necesidad de revisar el PVRA para controlar estos vertidos. El objeto de esta presentación es exponer la evaluación de este aspecto concreto que se llevó a cabo a partir de la información presentada por los titulares, el resultado de las comprobaciones realizadas por el CSN a través de las inspecciones al PVRA en relación con las zonas de vertido en el exterior del emplazamiento, y las consecuencias que, en algunos casos, ha tenido en el alcance de estos programas

Material y métodos

Informe de las instalaciones en respuesta a la ITC, evaluaciones del CSN de estos informes, comprobaciones en campo a través de las inspecciones a las instalaciones nucleares y requerimientos posteriores sobre el PVRA a las instalaciones e implantación por parte de los titulares.

Resultados y discusión

En cada una de las instalaciones, partiendo de la información obtenida a través de la evaluación realizada por el CSN, se comprobó el sistema de conducción y la localización de los puntos de vertido de las redes de pluviales, confirmando "in situ" durante las inspecciones realizadas si el vertido y las zonas de escorrentía se encontraban en zonas exteriores al emplazamiento. Se solicitaron a los titulares los procedimientos para la vigilancia sistemática de los vertidos de la red de pluviales, incluyendo tipo de vigilancia, muestras recogidas, análisis realizados y frecuencia, confirmando si, en el caso de las instalaciones en las que los vertidos se realizan en las zonas exteriores al emplazamiento, esta vigilancia cubría dichas zonas. En estos casos, durante las inspecciones, cuando se consideró necesario y según las características del terreno, se recogieron muestras de suelos y sedimentos por parte del CSN para su análisis en el laboratorio del Ciemat, presentándose los resultados obtenidos. A raíz de estas comprobaciones hay instalaciones que han completado su PVRA, tal como se expone en este trabajo, con nuevos puntos de muestreo para la vigilancia de estos vertidos como son S^a Maria de Garoña y Trillo.

Conclusiones

Una vez evaluada la posible influencia del vertido final de la red de pluviales en las zonas exteriores, a través de:

- la información proporcionada por los titulares, relativa a los resultados de los programas especiales de vigilancia de los emplazamientos
- las comprobaciones "in situ", mediante las inspecciones de esta red y su posible vertido al exterior del emplazamiento
- las acciones tomadas por parte de los titulares relativas a la vigilancia de esta red y en su caso a la actualización del PVRA

Se puede concluir que la vigilancia radiológica ambiental garantiza también el seguimiento de los vertidos de las redes de pluviales en el exterior de las instalaciones.

VEINTE AÑOS DEL PROGRAMA NACIONAL DE VIGILANCIA RADIOLÓGICA DE LA ATMÓSFERA Y MEDIO TERRESTRE

Rey del Castillo C, Luque Heredia S, Marugán Tovar I, Salas Collantes R, Serling Carmona A, Lorente Lorente P y Ramos Salvador L

Consejo de Seguridad Nuclear, Subdirección de Protección Radiológica Ambiental. Madrid, España.

Correspondencia: crc@csn.es

Palabras clave: Vigilancia radiológica ambiental, Red nacional, España

Introducción y objetivos

Desde el año 1992 el CSN lleva a cabo un Programa de vigilancia radiológica de la atmósfera y medio terrestre en cuya ejecución participan laboratorios especializados en las medidas de baja actividad características de las muestras ambientales. El programa forma parte de la Red de Estaciones de Muestreo (REM), integrado en la Red de vigilancia radiológica ambiental nacional (REVIRA), no asociada a instalaciones, que vigila la calidad radiológica del medio ambiente de todo el territorio.

La descripción de las redes ha sido objeto de diversas publicaciones⁽¹⁾, e información sobre los resultados obtenidos en cada campaña anual se presenta, entre otros, en la publicación monográfica del CSN que se realiza anualmente y que recoge información detallada sobre los resultados de los programas desarrollados en España, incluyendo una valoración de los mismos⁽²⁾. En este trabajo se presenta de forma global la información proporcionada por el programa a lo largo de estos veinte años de funcionamiento, describiendo los principales cambios introducidos y analizando como han incidido en los resultados obtenidos. Se revisa la utilización de los datos del programa tanto para informar al público o a las instituciones en situación normal, como en respuesta a preguntas de particulares o incidentes ocurridos en el país o fuera de nuestras fronteras. Y por último se describen las perspectivas de futuro y principales hitos que se espera abordar en los próximos años.

Material y métodos

Los resultados del programa de vigilancia de la atmósfera y medio terrestre que se analizan en este estudio, se almacenan en la base de datos de vigilancia radiológica ambiental del CSN, Keeper, que actualmente contiene cerca de tres millones de registros. Se revisa la información disponible en el CSN de los laboratorios participantes en el programa, incluyendo los informes de resultados que presentan de cada periodo semestral y los Manuales de Calidad y procedimientos escritos requeridos en los Acuerdos específicos de colaboración, así como las diversas publicaciones en las que se incluye información sobre el programa o sus resultados, tanto editadas por el CSN u otros organismos públicos nacionales o internacionales, como presentadas en congresos o publicadas en revistas científicas por alguno de sus participantes. Para el análisis de los resultados se utilizan herramientas informáticas de tipo estadístico, incluyendo las incorporadas en la propia aplicación Keeper, hojas de cálculo Excel, y otras proporcionadas por el software ArcGis, como Sistema de Información Geográfica.

Resultados y discusión

Entre los años 1993 a 2012 en que se lleva desarrollando el programa de vigilancia de la atmósfera y medio terrestre se han recogido alrededor de 50.000 muestras sobre las que se han realizado diversos análisis para conocer su contenido radiológico, con resultados para aproximadamente 400.000 determinaciones analíticas que representan un 13% del total de registros almacenados en la base de datos Keeper del CSN. Se analizan estos resultados respecto a su distribución espacial y temporal, y en relación al tipo de muestras, tipo de análisis, evolución de los niveles de detección alcanzados en las medidas y valores radiológicos de fondo en todo el territorio. Los principales cambios que se han ido produciendo a lo largo de los veinte años de desarrollo han contribuido a la paulatina mejora de los resultados y afectan a muy diversos aspectos:

- Alcance del programa: incrementando el número de estaciones para dar mejor cobertura a todo el territorio nacional; incorporando la realización de nuevos tipos de muestras y análisis, y ampliando el programa con una red de alta sensibilidad, en cumplimiento de las recomendaciones publicadas por la Comisión europea.
- Proceso de remisión de resultados: mejoras introducidas en la nueva aplicación Keeper para la gestión de los datos; envío telemático de los resultados; incorporación de nuevos criterios para validación de los resultados antes de su carga en la base de datos; ampliación de la información de cada uno de los resultados analíticos con datos sobre cantidades de muestra recogida y analizada o tiempo de medida de las muestras, entre otros.
- Sistema de calidad de los laboratorios participantes en el programa: definición del contenido de los manuales de calidad; desarrollo y aplicación de procedimientos y normas UNE en los procesos de recogida y análisis radiológicos de muestras ambientales; infraestructura de los equipos de muestreo; intercomparaciones analíticas; acreditación de laboratorios.

- Georeferenciación de los resultados: elaboración de fichas de las estaciones de muestreo incluyendo datos sobre su ubicación y coordenadas geográficas que permiten su visualización en un sistema de información geográfica (Arcgis).

La publicación de los datos obtenidos en el programa ha sido amplísima, incluyéndose junto con los resultados del resto de la vigilancia radiológica que se lleva a cabo en nuestro país en:

- Informes periódicos del CSN: informes al congreso de los Diputados y al Senado; publicación anual sobre la vigilancia radiológica y sus resultados en España.
- Informes de otras instituciones: se incluye información en el informe anual del Ministerio de Agricultura, Alimentación y Medio Ambiente; en el Atlas Nacional de España del Instituto Geográfico Nacional (IGN); y en los informes y base de datos de la unión europea REM (Radioactivity Environmental Monitoring).

En el trabajo se revisan las respuestas a preguntas de particulares o a los incidentes que han tenido lugar en el país y fuera de nuestras fronteras, en los que la utilización de los datos proporcionados por este programa han sido imprescindibles para dar una adecuada respuesta, demostrando el apoyo que ha supuesto el contar con esta red y el interés de que se mantenga operativa. Y se destaca el avance científico en las medidas radiológicas de baja actividad impulsado por los profesionales de los laboratorios que participación en estos programa, a través de las publicaciones en revistas científicas de estos autores a partir de los resultados obtenidos en el programa de vigilancia que realizan para el CSN. En la actualidad está en proyecto la publicación en Internet de los resultados de la base de datos Keeper, por lo que se está trabajando en el desarrollo de una herramienta de visualización de mapas en Internet Google Maps. Los resultados de este programa nacional se encuentra entre los primeros previstos para su consulta, a través de la selección en mapa o por distintos despleables, y proporcionándose la información en pantalla o en formato de tabla o gráfica exportables a Excel.

Conclusiones

El programa nacional de vigilancia radiológica de la atmósfera y medio terrestre se ha desarrollado durante los veinte años que lleva en funcionamiento de forma adecuada, actualizándose e introduciéndose mejoras en muy diversos aspectos, de forma que cumple con los objetivos de su diseño, proporcionando cobertura adecuada a todo el territorio nacional y dando respuesta a los compromisos nacionales e internacionales en este materia. La amplísima difusión y utilización de sus resultados para atender la demanda de información solicitada por el público o las instituciones demuestran el interés y necesidad de que se mantenga operativo.

Bibliografía

- [1] La red de estaciones de muestreo de vigilancia radiológica ambiental del CSN. Seguridad Nuclear, 2005, 37 (IV):26-30.
- [2] Programas de vigilancia radiológica ambiental. Resultados 2010. Colección Informes Técnicos, 2011 (30): 174 pp.

VEINTE AÑOS DE LA RED DE ESTACIONES AUTOMÁTICAS (REA) DE VIGILANCIA RAIOLÓGICA AMBIENTAL DEL CSN

Parages C, Sánchez C, García JP, Calvín M y De la Vega R.

Consejo de Seguridad Nuclear, Subdirección de Emergencia y Protección Física. Madrid, España.
Correspondencia: cpy@csn.es

Palabras clave: REA, Vigilancia, Radiológica, red, estaciones, ambiental

Introducción y objetivos

El Consejo de Seguridad Nuclear dispone desde 1992 de un Programa de Vigilancia de la Radiación Ambiental (programa REVIRA) de alcance nacional que tiene por objeto vigilar permanentemente la calidad radiológica del medio ambiente y, en su caso, obtener información adecuada para evaluar las consecuencias de un posible accidente radiológico. Integran este programa una red de estaciones automáticas de vigilancia en continuo (REA) y una red de estaciones de muestreo (REM): La Red de Estaciones Automáticas (REA), está integrada por 25 estaciones automáticas, 24 de ellas distribuidas por todo el territorio nacional y una estación situada en Penhas Douradas (Portugal). Tiene por objeto la vigilancia en continuo de diversas variables radiológicas en la atmósfera para controlar y vigilar la calidad radiológica ambiental y, en su caso, obtener información para evaluar las consecuencias de un posible accidente radiológico. El objeto de la presentación es describir la REA y exponer su evolución y las mejoras implementadas durante estos 20 años de operación de la Red y así como las actividades futuras.

Material y métodos

Cada una de las estaciones de la REA consta de una Estación Radiológica Automática (ERA) que dispone de instrumentación para medir tasa de dosis gamma y concentraciones de radón, radioyodos y emisores alfa y beta en aire y una Estación Meteorológica Automática (EMA) que mide temperatura, humedad relativa del aire, dirección y velocidad del viento, precipitación y en algunas de ellas presión atmosférica.

La recepción y gestión de los datos obtenidos en las estaciones se realiza en el centro de supervisión y Control (CSC) de la REA que está situado e Sala de Emergencias del CSN (Salem). El CSN, mediante acuerdos específicos con las Administraciones Autonómicas correspondientes, ha ampliado la cobertura de la REA integrando estaciones de la red valenciana (1997), catalana (1998), vasca (2001) y extremeña (2007) en el sistema de gestión y operación de la REA. Durante estos 20 años se han ido introduciendo mejoras en las comunicaciones y sistema de gestión de la red, automatizando diversos procesos. Diariamente desde la Salem se revisa la red y se hace un diagnóstico del estado, el volumen y el tipo de datos recibidos y se toman acciones como petición adicional de datos, orden de reparación a la empresa encargada del mantenimiento, etc...Se analizan los valores anómalos, en caso necesario se consultan los datos de la Red de Alerta a la Radiactividad (RAR), se contacta con los responsables de la explotación y mantenimiento de las redes de las CCAA. Se publican los datos en la web del CSN y se envían los datos diarios de tasa de dosis gamma a la plataforma Eurdep. Ante situaciones especiales o con motivo de incidentes o accidentes radiológicos el CSN ha desarrollado programas de vigilancia radiológica ambiental especiales. Los datos proporcionados por las estaciones de la REA se han incluido junto con los de la RAR de la DGPC y E en dichos programas de vigilancia: Accidente en Acerinox (1998); presencia en Gibraltar de submarinos nucleares Tireless (2000) y Sceptre (2005); incidente de las partículas de Ascó (2008) y accidente de Fukushima (2011). Asimismo se ha establecido en el sistema de gestión un modo de operación de emergencia que genera y envía automáticamente cada hora los datos radiológicos a la plataforma EURDEP (2007). En 2009 se constituyó el Grupo Técnico de Renovación de la REA (GTREA) formado por los servicios correspondientes de las CCAA con redes de estaciones automáticas, sus apoyos tecnológicos, el Ciemat y el CSN coordinando sus actividades, para abordar un proyecto de renovación de la REA. Se analizaron las posibles mejoras tecnológicas, disponibles en la actualidad, aplicables a las redes, tanto desde el punto de vista del equipamiento radiométrico como de las conexiones y comunicaciones con la Salem. Actualmente están en marcha dos estaciones piloto dentro de un proyecto de I+D promovidos por el CSN.

Resultados y discusión

Desde el año 1999 los valores medio diario y mensual de la tasa de dosis gamma de la REA y de las redes de CCAA se publican diariamente en la web del CSN: <http://www.csn.es>.

- El CSN desde el año 2000 participa junto con otros 33 países europeos en el programa EURDEP (European Union Radiactivity Data Exchange Platform) de intercambio de datos de las redes automáticas de vigilancia radiológica. La información se encuentra disponible a través de Internet en la dirección <https://eurdep.jrc.ec.europa.eu>.

- Los datos obtenidos por las estaciones automáticas se guardan en el servidor permitiendo el acceso, consulta y generación de ficheros y graficas de los mismos. Durante estos años datos de la REA han sido proporcionados a diversas universidades nacionales y extranjeras para realizar estudios, presentándose diversos trabajos a congresos
- Los datos de la REA se incluyen en los informes del CSN al Congreso de los Diputados y al Senado y en el Informe anual del Ministerio de Medio Ambiente.
- Desde el año 2000 cada dos años el CSN publica el informe “Red de estaciones automáticas de vigilancia radiológica ambiental (REA) del CSN. Operación y resultados”.

Conclusiones

- La REA ha alcanzado un alto nivel de disponibilidad, superior al 90 %. Los resultados de las medidas realizadas durante estos 20 años en las estaciones de la REA del CSN y en las redes valenciana, catalana, vasca y extremeña han sido característicos de fondo radiológico ambiental e indican la ausencia de riesgo radiológico para la población y el medio ambiente.
- Debido a que la REA lleva en operación más de 20 años, se considera necesario realizar una renovación tecnológica de todas las redes automáticas teniendo en cuenta el estado del arte y aprovechando la experiencia adquirida durante todos estos años.

Bibliografía

- [1] “Red de estaciones automáticas de vigilancia radiológica ambiental (REA) del CSN. Operación y resultados años 2000-2001, 2002-2003, 2004-2005, 2006-2007, 2008-2009 y 2010-2010”.
- [2] “La Red de Estaciones Automáticas (REA)”. Artículos Divulgativos del CSN. Número 38, 1 trimestre 2006.

ULTIMOS DESARROLLOS SOBRE LA MODELIZACIÓN DE LA BIOSFERA EN LA GESTIÓN DE RESIDUOS RADIATIVOS EN ESPAÑA

Pérez Sánchez D y Trueba Alonso C.

CIEMAT/Medio Ambiente. Madrid.

Correspondencia: d.perez@ciemat.es

Palabras clave: Residuos, modelos, biosfera

Introducción y objetivos

Durante los últimos años, el CIEMAT, ha desarrollado para ENRESA, una metodología y herramientas para la evaluación de seguridad de la biosfera en la gestión de residuos radioactivos [1,2]. Esta metodología incluye como aspecto primordial la modelización de la migración y acumulación de radionucleidos en la biosfera con el objetivo de poder realizar la evaluación del impacto radiológico de la distribución de los radionúclidos en el medio ambiente. Las evaluaciones de la seguridad a largo plazo en la gestión de residuos radiactivos, implica que la dosis anual de radiación debido a la posible liberación de los radionúclidos a la biosfera no supere los límites reglamentarios para los miembros del público. Para cuantificar estas dosis se deben desarrollar modelos que primero describan el comportamiento de los radionúclidos en el medio ambiente y que también permitan calcular las concentraciones en los distintos compartimentos de la biosfera, para posteriormente estimar las dosis de radiación a los seres humanos y el medio ambiente, a través de las diferentes vías de exposición. Bajo la financiación de ENRESA, nuestro grupo está desarrollando proyectos relacionados con la evaluación de seguridad de la biosfera, los cuales comprenden varios estudios. En este trabajo se describen los últimos resultados obtenidos.

Material y métodos

Los primeros estudios se relacionan con el desarrollo de modelos que describen el comportamiento de radionúclidos especiales en la biosfera para el I-129 y Se-79, para identificar y cuantificar los procesos y parámetros que tienen mayor relevancia en las evaluaciones. Como parte de estos estudios y con el objetivo de completar los requisitos futuros de la gestión de los residuos procedentes de industrias NORM, se ha actualizando la información en el conocimiento del transporte y la migración de los radionúclidos en la cadena de desintegración del U-238 en el medio ambiente.

Otros estudios en desarrollo, evalúan cómo afecta, la consideración de diferentes escenarios climáticos, a los procesos y parámetros más importantes de la modelización del sistema suelo-planta. Estos estudios también consideran las repercusiones en la evaluación radiológica, el comportamiento estacional de la temperatura, la precipitación y las prácticas de riego en diferentes condiciones climáticas españolas.

Los resultados y trabajos realizados en estos proyectos no sólo se han desarrollado a nivel nacional sino también en el marco de proyectos internacionales, a través de nuestra participación en grupos de trabajo del proyecto EMRAS del OIEA y el foro internacional BIOPROTA.

Resultados y discusión

Como resultado de estos proyectos se han desarrollados modelos que describen el comportamiento de los radionúclidos especiales I-129, Se-79 y radionúclidos de la serie de desintegración del U-238. En el caso particular del I-129 se ha desarrollado una matriz de interacción en medios terrestres que contempla únicamente aquellos procesos más importantes en función de su comportamiento en el medio ambiente [3]. En el caso del Se79, se ha desarrollado un modelo que describe su comportamiento redox en el suelo el cual ha sido publicado recientemente [4]. Este modelo ha sido también aplicado a otros elementos con igual comportamiento como es el caso del U238 y sus descendientes [5]. En este se ha elaborando un documento [6] donde se presentan las matrices de interacción y se describen los principales FEPs identificados para los radionucleidos, U-238, U234, Th-230 y Ra-226. Los desarrollados realizados también han sido presentados y aplicados a través de la participación de CIEMAT en los nuevos desarrollos que se realicen dentro de los diferentes grupos de trabajo del foro internacional BIOPROTA [7,8]. También en el grupo de trabajo de Waste Disposal del proyecto EMRAS II del OIEA, se participo utilizando el modelo CIEMAT de comportamiento Redox y el modelo genéricos de la metodología BIOMASS, en un ejercicio de evaluación para diferentes escenarios climáticos (Glacial, Templado y Mediterráneo) con el objetivo de identificar los procesos y parámetros más significativos del sistema suelo-planta-atmósfera [9].

Conclusiones

Los resultados obtenidos en estos estudios nos permitirán desarrollar modelos detallados de comportamiento de diferentes radionúclidos en el medio ambiente, así como también conocer la influencia de los cambios climáticos y las prácticas de riego para las condiciones climáticas específicas de España en la evaluación radiológica en la gestión de residuos.

Como resultado de todos estos trabajos se obtendrá una actualización de los modelos, parámetros y herramientas utilizadas en la metodología de evaluación de seguridad de la biosfera en la gestión de los residuos radiactivos, acorde a las capacidades de nuestro grupo del CIEMAT y considerando los conocimientos y la mejores prácticas internacionales en la aplicación de estas metodologías.

Bibliografía

- [1] A. Agüero, P. Pinedo, D. Cancio, I. Simón, M. Moraleda, C. Trueba, D. Pérez-Sánchez. Application of the Spanish Methodological Approach for Biosphere Assessment to a Generic High-Level Waste Disposal Site. *Science and Total Environment*, 2008, 403: 34-58.
- [2] A. Agüero, P. Pinedo, D. Cancio, I. Simón, M. Moraleda, D. Pérez-Sánchez, C. Trueba. Spanish methodological approach for biosphere assessment of radioactive waste disposal. *Science of the Total Environment*, 207 384: 36-47.
- [3] C. Trueba. Comportamiento del ¹²⁹I en el medio ambiente. CIEMAT/DMA/UPRPYMA/05/2011.
- [4] D. Perez-Sanchez D, M.C. Thorne and L. Limer . A mathematical model for the behaviour of Se-79 in soils and plants that takes account of seasonal variations in soil hydrology. *Journal of Radiological Protection* 32: 11-37, 2012.
- [5] D. Pérez-Sánchez and M C Thorne. Develop of a Model and Initial Studies for U-238 Series Radionuclides. CIEMAT/DMA/UPRPYMA/05/2011.
- [6] D. Pérez-Sánchez and M C Thorne. A Review of the Behaviour of U-238 Series Radionuclides in Soils and Plants. CIEMAT Technical Report CIEMAT/DMA/UPRPYMA/04/2011.
- [7] L M C Limer, Albrecht A, Hormann V, Gallerand M-O, Medri C, Perez-Sanchez D, Smith K, Smith G and Thorne M. Improving Confidence in Long-term Dose Assessments for U-238 Series Radionuclides. BIOPROTA Report 2012.
- [8] Smith K, Albrecht A, Thorne M, Coppin F, Ikonen A, Perez-Sanchez D, Smith G and Limer L. Se-79 in the Soil-Plant System. Phase 2: Approaches to Modelling. BIOPROTA Reports, 2012.
- [9] D. Pérez-Sánchez and M C Thorne. Application of U-238 Series Radionuclides Model. CIEMAT Technical Report CIEMAT/DMA/UPRPYMA/06/2011.

EVALUACIÓN DEL POSIBLE IMPACTO EN EL MEDIOAMBIENTE DE LA INSTALACIÓN DE EL CABRIL UTILIZANDO LA HERRAMIENTA ERICA

Real Gallego A

Departamento de Medio Ambiente, CIEMAT. Madrid.
Correspondencia: almudena.real@ciemat.es

Palabras clave: Protección radiológica, medioambiente, Herramienta ERICA, El Cabril

Introducción y objetivos

En la actualidad hay consenso internacional sobre la necesidad de disponer de un sistema que permita demostrar de forma explícita que el medioambiente está adecuadamente protegido frente a las radiaciones ionizantes. Esta necesidad surge tanto por la demanda social, creciente en los últimos años, como por la cada vez más extensa legislación existente sobre la conservación de especies, el mantenimiento de la biodiversidad y el estado de los ecosistemas naturales. Esta necesidad no se debe a que exista una mayor preocupación por el potencial impacto de las radiaciones en biota no humana. Desde hace décadas, instituciones de diversos países trabajan en el desarrollo e implantación de metodologías y herramientas que permitan estimar la exposición de especies no-humanas a radiación ionizante y evaluar los riesgos derivados de dicha exposición. Algunas de estas metodologías y herramientas están actualmente siendo utilizadas dentro de los sistemas reguladores nacionales de diversos países, incluyendo algún Estado Miembro de la Unión Europea. Aunque hay un número no despreciable de herramientas que realizan evaluaciones del impacto radiológico en flora y fauna, sólo dos de ellas permiten realizar una evaluación completa: ERICA (desarrollada en Europa) y RESRAD-BIOTA (desarrollada en EE.UU.). Ambas son de libre uso y han sido utilizadas por organizaciones diferentes a las que las desarrollaron. El presente trabajo es un ejercicio práctico que se engloba en los desarrollos de I+D realizados en el proyecto PROMEDIA, co-financiado por ENRESA, para contribuir a los desarrollos nacionales en protección radiológica del medioambiente. El objetivo del trabajo ha sido evaluar el posible impacto de la instalación de almacenamiento de residuos radiactivos de El Cabril sobre la biota no humana, considerando diferentes escenarios.

Material y métodos

Se han considerado diferentes escenarios descritos en el informe de seguridad de El Cabril [1], que abarcan desde la explotación en operación normal, hasta situaciones accidentales que conllevarían la liberación de material radiactivo al medioambiente. Las situaciones accidentales evaluadas han sido las debidas a “caída”, es decir aquellas que implican que se cae una carga sobre los bidones de residuos produciendo una liberación tipo “puff”. Se han analizado tres de estas situaciones accidentales, que son las que conllevarían una mayor liberación de radiactividad al medio: (1) Rotura de 51 bidones en el edificio de acondicionamiento (Caso b). (2) Rotura de un solo bidón con residuos no acondicionados (Caso c). (3) Rotura de 150 bidones con residuos no acondicionados (Caso d). En cada uno de los escenarios descritos anteriormente, se ha evaluado el posible impacto en la flora y la fauna de las liberaciones de material radiactivo, utilizando la herramienta integrada ERICA (<http://www.ERICA-tool.com/>). La herramienta ERICA tiene 3 niveles de evaluación, comenzando con un “nivel de cribado” muy conservador (Nivel 1) y progresando, para aquellos casos que lo requieren, hacia evaluaciones más detalladas para las que ya es necesario disponer de datos específicos del escenario considerado (Nivel 2 y 3). En los escenarios de interés se ha realizado una evaluación de nivel 1 (cribado), es decir muy conservadora. Sólo en aquellos casos en los que los resultados del nivel 1 recomendaban realizar una evaluación más en detalle, se pasó a un nivel superior.

Resultados y discusión

Como era de esperar, los resultados mostraron que la explotación en operación normal de la instalación de El Cabril, tiene un impacto despreciable en la flora y la fauna. Los valores de cociente de riesgo obtenidos en la evaluación más conservadora (nivel 1, utilizando el valor de cribado sugerido por ERICA) fueron de $6,63E-03$, es decir muy inferiores a 1, por lo que se puede asumir que hay una probabilidad muy baja de que la tasa de dosis recibida por cualquier organismo exceda la tasa de dosis de cribado ($10 \mu\text{Gy h}^{-1}$), y por tanto el riesgo se puede considerar despreciable. Las situaciones accidentales debidas a caída de una carga que produce la rotura de 51 bidones en el edificio de acondicionamiento o la rotura de un solo bidón con residuos no acondicionados (caso b y c, respectivamente), también mostraron tener un impacto despreciable en animales y plantas, atendiendo a los resultados de la evaluación de nivel 1 realizadas con la herramienta ERICA (Cocientes de riesgo de $5,91E-02$ y $2,73E-02$, respectivamente). La herramienta ERICA permite, en las evaluaciones de nivel 1, elegir entre dos valores de cribado: el sugerido por la propia herramienta ERICA que es más conservador (tasa de dosis de cribado de $10 \mu\text{Gy h}^{-1}$) o el recomendado por IAEA/USDOE/UNSCEAR, algo menos conservador (tasas de

dosis de cribado de $40\mu\text{Gy h}^{-1}$ para animales terrestres y de $400\mu\text{Gy h}^{-1}$ para plantas terrestres y biota acuática). En función del valor de cribado adoptado en la evaluación, los cocientes de riesgo estimados varían. Así, para la situación accidental que conlleva la rotura de 150 bidones con residuos no acondicionados al caer sobre ellos una carga (caso d), cuando se seleccionó el valor de cribado de ERICA, la suma de los cocientes de riesgo fue de 4,09, con cocientes de riesgo >1 para Co-60 y C-14 (valor de 1,14 y 1,09, respectivamente). Cuando se adoptó el valor de cribado IAEA/USDOE/UNSCEAR, el valor de cociente de riesgo total fue de 0,98, siendo los cocientes de riesgo para cada uno de los radionucleidos incluidos en el estudio <1 . A pesar de estos resultados, se decidió realizar una evaluación de nivel 2 para este escenario concreto.

Los resultados obtenidos en la evaluación de nivel 2 de la situación accidental que conlleva la rotura de 150 bidones con residuos no acondicionados al caer sobre ellos una carga (caso d), mostraron que las tasas de dosis (por encima del valor de cribado) que recibirían los animales y plantas como consecuencia de las emisiones radiactivas que se producirían son del orden de $7\text{-}16\mu\text{Gy h}^{-1}$. A estos niveles de tasas de dosis, únicamente se han descrito efectos menores en mamíferos y plantas terrestres. En mamíferos se ha descrito un efecto menor en morbilidad (reducción del peso corporal del 10%). En plantas terrestres se ha descrito a estas tasas de dosis efectos menores en morbilidad (plantas sin hojas) y efectos de tipo daño en el ADN (aberraciones cromosómicas). Por tanto no es de esperar, que las liberaciones producidas en la situación accidental “caída caso d”, tengan un impacto significativo en la flora y la fauna.

Conclusiones

Se puede concluir que la instalación de El Cabril, incluso en una situación accidental grave, como es la rotura de 150 bidones con residuos no acondicionados al caer sobre ellos una carga, no tendrá un impacto radiológico significativo en la flora y la fauna. La herramienta ERICA se muestra muy adecuada para realizar este tipo de evaluaciones, siendo sencilla de utilizar, ya que a medida que se avanza en la evaluación el usuario accede a distintas pantallas muy intuitivas, en las que ha de introducir los datos del escenario a estudiar. Además la función “Ayuda” es accesible en todo momento de la evaluación, proporcionando información concreta de gran utilidad para el evaluador.

Bibliografía

[1] ENRESA. 1991. Estudio de Seguridad. Instalación de almacenamiento de residuos radiactivos de Sierra Albarrana (Córdoba). Centro de almacenamiento El Cabril.

APLICACIÓN DE LA NORMATIVA ESPAÑOLA SOBRE SUELOS CONTAMINADOS EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Trueba Alonso C y Robles Atienza B

Departamento de Medio Ambiente, CIEMAT. Madrid.
Correspondencia: cristina.trueba@ciemat.es

Palabras clave: Suelos contaminados, niveles de referencia normativa

Introducción y objetivos

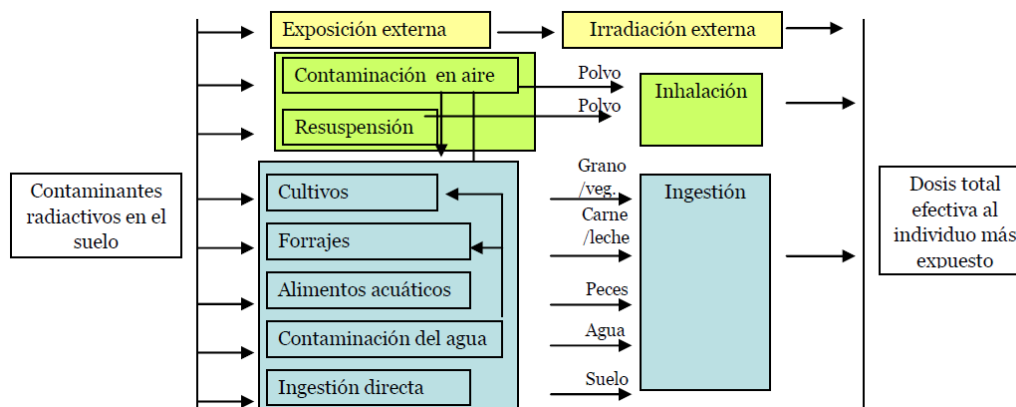
A pesar de que el suelo es uno de los receptores medioambientales más sensibles a la contaminación, hasta hace relativamente poco, en España no ha habido una normativa que contemple, tanto su protección frente a la contaminación, como su caracterización e inventario, en el caso de suelos ya declarados como contaminados. Esto se ha paliado, en parte, por medio de la promulgación, a nivel nacional, de la Ley 10/1998 [1]. En ella se regulaba por primera vez los aspectos medioambientales de los suelos contaminados, se contemplaba la declaración, delimitación e inventario de los suelos contaminados debido a la presencia de componentes de carácter peligroso de origen humano, así como la evaluación de los riesgos a la salud humana o al medio ambiente. Este importante avance legislativo excluía sin embargo, y de manera explícita de su ámbito de aplicación, a los residuos radiactivos, y por tanto a los suelos contaminados por contaminantes radiactivos. Esta exclusión explícita se pone nuevamente de manifiesto en la nueva ley que sustituye a la anterior, Ley 22/2011 de 28 de julio [2] y en la que se contempla la creación de un inventario estatal de suelos contaminados. Por otra parte, el Reglamento sobre Instalaciones Nucleares y Radiactivas (RINR), modificado por Real Decreto 35/2008 [3], establece los requisitos necesarios para la autorización de desmantelamiento y declaración de clausura aplicables a las instalaciones nucleares y radiactivas. Articula, así mismo, el control de los suelos o recursos hídricos que se hayan visto afectados por contaminación radiactiva, debido a la actividad de instalaciones, reguladas o no, estableciéndose que los planes de mitigación de efectos o descontaminación de suelos, deberán someterse al dictamen favorable del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), que hará una reevaluación radiológica final para determinar su liberación o restricción de uso. El CSN elaborará así mismo un inventario de los terrenos que se sepa están contaminados radiológicamente. Puesto que los desarrollos que han dado lugar a la normativa sobre suelos contaminados por contaminantes convencionales, están más avanzados que los debidos a los contaminantes radiactivos, en este trabajo se pretende realizar un estado del arte de la situación actual respecto a los primeros para su potencial aplicación en los desarrollos relativos a la declaración de suelos contaminados por sustancias radiactivas y su posterior liberación. El trabajo se enmarca en los desarrollo de I + D de protección radiológica del público y medio ambiente en la gestión de residuos radiactivos.

Desarrollo

En una situación real de contaminación del suelo, los contaminantes conviven todos ellos en el mismo lugar, independientemente de su origen, por lo que parece conveniente alcanzar un grado de desarrollo normativo y metodológico para los contaminantes radiactivos del suelo, similar al alcanzado con los contaminantes químicos, pero teniendo siempre presente las diferencias entre unos y otros. Entre estas cabe destacar el necesario cumplimiento de los criterios radiológicos establecidos, dada la naturaleza ionizante de los contaminantes radiactivos. El desarrollo normativo del Título V, todavía en vigor como marco nacional de actuación, relativo a suelos contaminados de la Ley 10/1998, se recoge en el Real Decreto 9/2005 [4]. En el mismo, además de establecerse la relación de actividades potencialmente contaminantes (APC) del suelo, entre las que se encuentran, de modo genérico, *las actividades de producción y distribución de energía eléctrica*, se desarrolla la metodología que permite declarar un suelo como contaminado. Esta, se realiza por medio de la estimación de los Niveles Genéricos de Referencia (NGR) expresados en mg kg^{-1} de suelo en peso seco, que indican las concentraciones máximas de aquellos contaminante químicos en el suelo, que permiten asegurar que el riesgo que supone su presencia es aceptable para la salud humana y los ecosistemas. Es decir, cuando la concentración del contaminante sea inferior al valor del NGR, el suelo no podrá declararse como contaminado, sin embargo, cuando se supera ese nivel, el suelo puede estar contaminado o no. En este caso se requerirá una evaluación de riesgos tanto para la salud humana, como para los ecosistemas. Los NGR, actúan por tanto como un criterio de calidad del suelo y su estimación se hace en base a la definición de unos escenarios genéricos de exposición.

De la misma manera, cuando los contaminantes son radiactivos habrían de establecerse unos NGR que permitieran asegurar que, por debajo de los mismos, un suelo no podría declararse contaminado radiológicamente y podría ser liberado del control regulador. En este caso, los NGR estarían expresados en términos de contaminación superficial (Bq cm^{-2}) o de concentración de actividad (Bq g^{-1}) y se derivarían a partir del cumplimiento de unos criterios radiológicos previamente establecidos y autorizados, mediante la modelización de los distintos escenarios que representan las vías potenciales de exposición radiológica a los miembros del público. Los criterios radiológicos se definen en términos de dosis efectiva al individuo más expuesto teniendo en

cuenta que la dosis efectiva total es la suma de la contribución a la dosis de todas las vías de exposición. La contaminación radiológica del suelo puede tener distintas procedencias como pueden ser las operaciones de desmantelamiento de las instalaciones nucleares y radiactivas, los residuos procedentes de industrias NORM, los accidentes radiológicos, las instalaciones mineras. En función del escenario genérico de exposición, además de la caracterización física del mismo habrá que identificar los radionucleidos presentes y el alcance de la contaminación, en términos de actividad y extensión, así como identificar las potenciales vías de exposición a la población. Así, conociendo el valor de la dosis efectiva que no puede superarse, se podrán calcular los valores de contaminación superficial o concentración de actividad por debajo de los cuales se puede asegurar que el suelo no se declarará contaminado radiológicamente, en función del escenario, y por tanto puede ser liberado del control regulador. La figura muestra la modelización de las distintas vías de exposición hasta el hombre.



De las situaciones de contaminación mencionadas anteriormente, sólo de la primera, el CSN en su Instrucción nº 13 [5], ha definido una dosis efectiva de 0,1 mSv año⁻¹, al individuo representativo del grupo crítico debido a la actividad residual presente en el terreno del emplazamiento, como criterio radiológico, una vez liberado.

Bibliografía

- [1] Ley 10/1998, de 21 de abril, de residuos.
- [2] Ley 22/2011 de 28 de julio, de residuos y suelos contaminados.
- [3] Real Decreto 1836/1999, de 3 de diciembre, por el que se aprueba el Reglamento sobre Instalaciones Nucleares y Radiactivas, modificado por el Real Decreto 35/2008, de 18 de enero.
- [4] Real Decreto 9/2005 de 14 de enero por el que se establece la relación de actividades potencialmente contaminantes (APC) del suelo y los criterios y estándares para la declaración de suelos contaminados.
- [5] Instrucción IS-13 de 21 de marzo de 2007 del CSN, sobre criterios radiológicos para la liberación de emplazamientos de instalaciones nucleares.

DISEÑO DE UN SOFTWARE PARA EL CÁLCULO DE BLINDAJES EN RADIODIAGNÓSTICO BASADO EN VARIOS ESTÁNDARES DE CÁLCULO

Falero B¹, Bueno P², Chaves MA³, Ordiales JM¹, Villafana O³ y González MJ³

¹Unidad de Radiofísica, Servicio de Oncología Radioterápica del Hospital de Mérida. Mérida.

²Centro de Estudios Energéticos y Radiofísicos. Unidad de Informática.

³Centro de Estudios Energéticos y Radiofísicos. Unidad de Protección Radiológica.

Correspondencia: bfalero@gmail.com

Palabras clave: Software, blindajes, Rayos X

Introducción y objetivos

En España el método de cálculo de los blindajes biológicos en instalaciones de rayos X se basa en la utilización de la Guía de Seguridad 5.11 del Consejo de Seguridad Nuclear¹ que data del año 1990. El método propuesto en este documento es muy conservador, de forma que su utilización implica, en algunos casos, un sobredimensionamiento de los blindajes. En Diciembre de 2003 se publicó el NCRP Report 145² que versaba sobre la protección radiológica en odontología. En el anexo F explicaba un método de cálculo para el cálculo de blindajes en instalaciones dentales. En noviembre del 2004 fue publicado el NCRP Report 147, y revisado en marzo del 2005, en el que se describe un nuevo método de cálculo de blindajes para las salas de radiodiagnóstico. Entre el método de cálculo dado en la Guía 5.11 y el propuesto en el NCRP Report 147 existen grandes diferencias que se ven reflejadas en que los blindajes calculados con la guía 5.11 son mayores que los calculados con la NCRP Report 147. Esta discrepancia es debida fundamentalmente a dos motivos. El primero es que el Report 147 indica que las distancias de cálculo son incrementadas en 50 cm para techo, 30 cm para pared y 170 cm para suelo. El segundo, y más importante, es que el método de NCRP 147 utiliza distribuciones de carga de trabajo en función de los kilovoltajes (KVp) mientras que la Guía 5.11 supone que toda la carga de trabajo es al KVp máximo de operación del equipo de rayos X. También la Guía 5.11, en virtud del Reglamento de protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes, tiene en cuenta el tipo de personal que hay al otro lado de la barrera, distinguiendo entre personal de categoría A, B o público (con límites de dosis semanales de 0,4, 0,1, 0,02 mGy/sem), mientras que en NCRP 147 sólo tiene en cuenta si es zona controlada (0,4 mGy/sem) o zona no controlada (libre acceso 0,02 mGy/sem). El objetivo de este trabajo ha sido desarrollar una aplicación informática que realice el cálculo de los blindajes de una sala de radiodiagnóstico en función del tipo de equipo. El cálculo se realizará seleccionando el usuario, el método propuesto en la Guía 5.11, en el Report 144 y 147 y también por la metodología dada por Ministerio de Salud Portugués⁴.

Material y métodos

El programa informático ha sido desarrollado en Delphi con una base de datos Firebird y herramientas gráficas. La gran ventaja del programa es que permite importar un fichero vectorial de un plano (por ejemplo de Autocad) y tomar de forma automática las cotas de las paredes, puertas y ventanas, así como la escala del mismo. Una vez importado el plano e indicado el tipo de equipo de rayos X que hay en la sala, el usuario selecciona el método de cálculo, Guía 5.11, NCRP 144 y 147 o Legislación Portuguesa. Realizado los cálculos, permite comparar los resultados entre los diferentes métodos. El flujo del programa es muy intuitivo, ya que una vez importado el plano el usuario sólo tiene que enumerar las paredes, puertas o ventanas e indicar lo que hay al otro lado de cada una. Para ello se ha creado una base de datos con tipos de dependencias típicas que puede ser modificada o ampliada por el usuario. Cada dependencia lleva asociado un factor de ocupación. En función del tipo de equipo de rayos X y orientación del equipo y accesorios, el programa nos indicará cuales son las barreras primarias y secundarias. Mediante las herramientas de dibujo, indicamos las distancias del tubo y del paciente a cada una de las barreras. Se indica la carga de trabajo de la sala, o en función del tipo de equipo la proporciona de forma automática. El resto de parámetros está tabulado internamente en el programa, por lo se realiza de forma automática el cálculo de blindajes requerido en el diseño.

Resultados y discusión

Hasta la fecha se han introducido en el programa tres tipos de equipos de rayos X con todos sus parámetros (rayos X convencionales con y sin bucky mural, dentales intraorales y ortopantomógrafos). Para cada método de cálculo Se han realizado verificaciones manuales con resultados similares siendo las discrepancias debidas a los ajustes realizados en las curvas de cálculos.

Conclusiones

Los cálculos realizados con el software son correctos se realizan de forma rápida y sencilla. Los resultados son presentados en forma de tabla, individualizados para cada barrera, permitiendo la impresión del plano, lo cual facilita la interpretación de resultados y la comparación por diferentes métodos.

Bibliografía

- [1] Aspectos técnicos de seguridad y protección radiológica de instalaciones médicas de rayos X para diagnóstico. Guía de seguridad nº 5.11 del CSN. Madrid: Consejo de Seguridad Nuclear, 1990.
- [2] Radiation Protection in Dentistry. NCRP Report No. 145. EEUU. Bethesda: National Council on Radiation Protection and Measurement, 2003.
- [3] Structural shielding design for medical X-ray imaging facilities. NCRP Report No. 147. EEUU. Bethesda: National Council on Radiation Protection and Measurement, 2004.
- [4] Ministério da Saúde. Decreto Lei nº 180/2002 de 8 de agosto. Anexo III. Cálculo das barreiras de protecção em instalações de radiodiagnóstico. Gobierno de Portugal.

ÁREA 12

RADIOTERAPIA

ÍNDICE DE TRABAJOS DEL ÁREA 12

001. Sobre el uso de aceleradores dosimétricamente equivalentes con la técnica RapidArc VMAT.

Serna Berná A, Mata Colodro F, Puchades Puchades V y Ramos Amores D.

002. Optimización de la verificación pretratamiento de los planes de tratamiento radioterápico con la técnica de arcoterapia con intensidad modulada RapidArc VMAT.

Serna Berná A, Puchades Puchades V, Mata Colodro F y Ramos Amores D.

003. Arcoterapia de intensidad modulada con imagen guiada en el tratamiento de radiocirugía intracraneal.

Serna Berná A, Mata Colodro F, Puchades Puchades V y Ramos Amores D.

004. Evaluación de la precisión del dispositivo archeck y del software 3dvh en la estimación de la dosis en el isocentro para IMRT-QA.

García Vicente F, Rodríguez Martín G, Bermúdez Luna R, Roch González M, Pérez González L y Torres Escobar JJ.

005. Un nuevo concepto en radioterapia: fraccionamiento espacial en terapia con protones.

Prezado Alonso Y y Fois G.

006. La radioterapia con modulación de intensidad (IMRT) reduce las complicaciones rectales derivadas del tratamiento radioterápico del cancer de próstata.

García Vicente F, Zapatero Laborda A, Rodríguez Martín G, Martín de Vidales C, Bermúdez Luna R, Leaman Alcívar O, Pérez González L, Cruz Conde A, Liñán Díaz O y Torres Escobar JJ

007. Validación y experiencia de un año con un software de cálculo independiente para campos VMAT.

Mata Colodro F, Serna Berná A, Puchades Puchades V y Ramos Amores D.

008. Analisis del modelo de seguimiento de lesiones pulmonares del sistema Cyberknife.

Floriano Pardo A, Santa-Olalla I, y Sánchez-Reyes A.

009. Verificación del estado de referencia del sistema de planificación brainscan® mediante película radiocrómica GRAFCHROMIC® EBT3.

Vázquez Vázquez R, Ambroa Rey EM, Giménez Insua M, Luna Vega V, Mosquera Sueiro J, Lobato Busto R, Sánchez García M, Otero Martínez C y Pombar Cameán M.

010. Simulación y planificación de un tratamiento de mama con control respiratorio

Pinto Monedero M, Martínez Ortega J, Castro Tejero P, de la Fuente Alonso C y Regueiro Otero C.

011. Cálculo Monte Carlo de Dosis Equivalente a órganos en un tratamiento de próstata con braquiterapia de alta tasa.

Candela-Juan C, Vijande J, Granero D, Ballester F, Pérez-Calatayud J y Rivard MJ.

012. Modelización en Pinnacle para técnica de distancia fuente-paciente extendida y verificación con películas EBT2.

Perucha Ortega M, Luis Simón J, Rodríguez Alarcón C, Baeza Trujillo M, Sánchez Carmona G, Vicente Granado D, Gutiérrez Ramos S y Herrador Córdoba M.

013. Caracterización dosimétrica de la fuente CSM40 de Cs-137.

Vijande Asenjo J, Granero Cabañero D, Candela C, Pérez-Calatayud J y Ballester Pallarés F

014. Aplicación práctica de la herramienta de cálculo Monte Carlo MCVerif para la verificación de tratamientos de radioterapia.

Laliena Bielsa VM, García Romero A, Villa Gazulla D, Ortega Pardina P, Calvo Carrillo S, Millán Cebrián E, Hernández Vitoria A y Canellas Aznoz M.

015. Caracterización y revisión de procedimientos dosimétricos para las películas GAFCHROMIC® EBT3.

Pérez Azorín JF, Ramos García LI, Ortiz de Zárate Vivanco R, Espinosa Sola JM, Celeiro González J, Lupiani Castellanos J, Alcívar-Arechuluaga C y Trueba Garayo I.

016. Control de calidad en radiocirugía y estimación de márgenes.

Pérez Azorín JF, Ortiz de Zárate Vivanco R, Espinosa Sola JM, Celeiro González J, Alcívar-Arechuluaga C y Trueba Garayo I.

017. Estudio del algoritmo AAA EN la región pélvica con la técnica VMAT usando un maniquí antropomórfico.

Puchades Puchades V, Serna Berna A, Mata Colodro F, Ramos Amores D y Casal Zamorano E.

018. Importancia dosimétrica del error sistemático en el giro de colimador en tratamientos VMAT.

Puchades Puchades V, Serna Berná A, Mata Colodro F y Ramos Amores D.

019. Comparación dosimétrica de 3 técnicas de planificación dosimétrica de mama.

Ortiz de Zárate Vivanco R, Pérez Azorín JF, Martínez Indar L, Ruiz Sáiz B, Cacicedo Fernández de Bobadilla J, Trueba Garayo I, Gómez de Iturriaga Piña A y Lupiani Castellanos J.

020. Calibración y puesta en marcha del sistema de radioterapia guiada por la imagen EXACTRAC.

Clemente Gutiérrez F, Pérez Vara C y Prieto Villacorta M.

021. N método sencillo para el control de calidad del isocentro del sistema Cone Beam CT para un acelerador Elekta Synergy.

Clemente Gutiérrez F, Pérez Vara C y Prieto Villacorta M.

022. Caracterización de la respuesta angular del array-2D Seven29 introducido en maniquí Octavius.

Puchades Puchades V, Serma Berná A, Mata Colodro F, Ramos Amores D, Mateos Giménez J y Jiménez Martínez A.

023. Puesta en marcha de un sistema sencillo de verificación de IMRT con Elekta IviewGT y planificador Elekta Monaco.

Ayala Lázaro R, García Hernández MJ, Gómez Cores S, Jiménez Rojas R, Sendón del Río JR, Polo Cezón R y Gómez Calvar R.

024. Diferencias dosimétricas entre haces de electrones con los aplicadores RIO de GMV y los aplicadores convencionales Elekta

Sendón del Río JR, Ayala Lázaro R, Jiménez Rojas MR, Gómez Cores S, González Ruiz C, García Hernández MJ y López Bote MA

025. Proceso de licenciamiento e implantación de un acelerador lineal móvil para tratamientos de Radioterapia Intraoperatoria.

Sierra Díaz F, González Ruiz C, García Marcos R, Gallego Franco P, Rodríguez Checa M, Gómez Calvar R y López Bote MA.

026. Range monitoring in protontherapy by means of secondary radiation detection.

Torres Espallardo I, Gillam JE, García Ortega P, Cabello J, Oliver J, Llosá G, Trovato M, Solaz C, Lacasta C y Rafecas M.

027. Modelado del tablero en un sistema de planificación para tratamientos de Arcoterapia Volumétrica Modulada.

Clemente Gutiérrez F, Pérez Vara C y Prieto Villacorta M.

028. Tratamiento hipofraccionado de próstata mediante Arcoterapia Volumétrica Modulada.

Clemente Gutiérrez F, Pérez Vara C y Prieto Villacorta M.

029. Evaluación de parámetros del HDV (V20 Y Dmed) en radioterapia adaptada de cáncer de pulmón con diseño de volúmenes pulmonares compuestos (ITV).

Monroy Antón JL, Soler Tortosa M, López Muñoz M, Navarro Bergadá A, Estornell Gualde MA y Melchor Iñiguez M.

030. MCVERIF: una aplicación informática para la verificación Monte Carlo de tratamientos de radioterapia .

Laliena Bielsa V, García Romero A, Villa Gazulla D, Ortega Pardina P, Calvo Carrillo S, Millán Cebrián E, Hernández Vitoria A y Canellas Anoz M

031. Evaluación de la dosis equivalente uniform (EUD) como parámetro de calidad de un plan.

García Mollá R, Quirós Higuera JD, Pérez Calatayud J, De Marco Blancas N y Bonaque J.

032. Control de calidad del sistema de imagen de Cyberknife VSI. Evolución temporal de las características de la imagen.

Floriano Pardo A, Santa-Olalla I, y Sánchez-Reyes A.

033. Verificación de tratamientos hipofraccionados de tomoterapia helicoidal.

Pinto Monedero M, Rodríguez Romero R y Sánchez Rubio P.

034. Estudio de la variabilidad de los resultados en los controles de calidad de imrt según la localización del tratamiento.

Hernández Rodríguez R, Castañeda Castro P, Díaz Cobos JM, Fondevilla Soler A y Sánchez Reyes A.

036. Radioterapia de Intensidad Modulada vs Conformacional en el tratamiento de carcinoma de próstata. Una comparación dosimétrica.

Rodríguez Martín G, García Vicente F, Zapatero Laborda A, Bermúdez Luna R, Roch González M, Pérez González L y Torres Escobar JJ.

037. Evaluación de diversas curvas de calibración QA de planes de IMRT con películas radiocrómicas.

Hernández Rodríguez J, Martín Rincón C, García Repiso S, Ramos Pachó JA, Verde Velasco JM, y de Sena Espinel E

038. Influencia del tiempo de apertura de las láminas en el deterioro del MLC de una unidad de Tomoterapia Helicoidal.

Delgado Aparicio JM, García Repiso S, Martín Rincón C, Pérez Álvarez ME, Ramos Pachó JA, Verde Velasco JM, Sáez Beltrán M, Cons Pérez N, Gómez González N y de Sena Espinel E.

039. Análisis cuantitativo de los errores de posicionamiento de un colimador multiláminas para tratamientos de Arcoterapia Volumétrica.

Gómez González N, García Repiso S, Martín Rincón C, Cons Pérez N, Sáez Beltrán M, Delgado Aparicio JM, Pérez Álvarez ME, Verde Velasco JM, Ramos Pachó JA y De Sena Espinel E.

040. Ajuste de algoritmo de cálculo MONTE CARLO para electrones (eMC) en el planificador Eclipse.

Verde Velasco JM, García Repiso S, Martín Rincón C, Ramos Pachó JA, Delgado Aparicio JM, Pérez Álvarez ME, Sáez Beltrán M, Gómez González N, Cons Pérez N, De Sena Espinel E.

041. Margen al CTV en irradiación simultánea de volúmenes de tratamiento adscritos a distintos marcos anatómicos: el paradigma del CA. de próstata de alto riesgo con indicación de irradiación ganglionar.

Sanz Freire CJ, Pérez Echagüen S, Collado Chamorro P, Díaz Pascual V, Vázquez Galiñanes A y Ossola Lentati GA.

042. Organización del aseguramiento de la calidad en una Unidad de Radiofísica.

Carmona Meseguer V, Lliso Valverde F, Gimeno Olmos J, García Martínez MT, Pujades Claumarchirant MC, Montoya Carrillo I, Palomo Llinares R, Ballester Pallarés F y Pérez-Calatayud J.

043. Incertidumbre asociada al ajuste en la calibración de la película radiocrómica.

Ramos García LI y Pérez Azorín JF.

044. Análisis N-dimensional del proceso radioterápico.

Villa Gazulla DC, Laliena Bielsa V, Calvo Carrillo S, García Romero A, Ortega Pardina P, Canellas Anoz M, Millán Cebrián E y Hernández Vitoria A.

045. Desarrollo de una herramienta de software para la gestión integral del control de calidad en una unidad de Tomoterapia Helicoidal.

García Repiso S, Hernández Rodríguez J, Martín Rincón C, Ramos Pachó JA, Verde Velasco JM, Delgado Aparicio JM, Pérez Álvarez ME, Gómez González N, Cons Pérez N y Sáez Beltrán M.

046. Irradiación craneoespinal con la técnica de Arcoterapia de Intensidad (VMAT).

Serna Berná A, Puchades Puchades V, Mata Colodro F y Ramos Amores D.

047. Influencia dosimétrica del movimiento tumoral en distintos tipos de planificación de radioterapia estereotáxica de pulmón.

González Pérez V, Crispin Contreras V, Abada Mocholí D, Pastor i Sanchis V, de los Dolores Alemany V, Bartrés Salido A y Guardino de la Flor C.

048. Implementación de la red MOSAIQ en el flujo de trabajo y gestión de un servicio de Oncología Radioterápica.

Alonso Iracheta L, de la Casa de Julián MA, Samper Ots P, de las Peñas Cabrera MD y Jiménez González JM

049. Medida y análisis del espectro de potencias del ruido en imágenes de Tomografía Computarizada.

Castro Tejero P1 y Garayoa Roca J2.

050. Análisis del proceso de evaluación de planes de Arcoterapia Volumétrica (RapidArc) con una matriz de detectores MatriXXEvolution.

Ramos Pacho JA, Martín Rincón C, Sáez Beltrán M, Verde Velasco JM, García Repiso S, Delgado Aparicio JM, Pérez Álvarez ME, Cons Pérez N, Gómez González N y de Sena Espinel E.

051. Solución IMRT estática de un tratamiento radioterápico del cáncer de mama con linfangitis carcinomatosa cutánea.

Puértolas Hernández JR, Iriando Igerabide U, Urraca de la Serna JM, Lozano Flores FJ, Pino León C y Larretxea Etxarri R.

052. Efecto de promediado de matrices 2D de cámaras de ionización y corrección en la verificación de planes de IMRT.

Pino León C, Iriando Igerabide U, Lozano Flores FJ, Puértolas Hernández JR y Larretxea Etxarri R.

053. Evolución temporal de las Unidades Hounsfield Y su impacto dosimétrico en el cálculo de distribuciones realizadas sobre imágenes de megavoltaje de la Unidad de Tomoterapia.

Sánchez Rubio P, Castro Tejero P y Rodríguez Romero R.

054. Influencia dosimétrica del ácido hialurónico en pacientes con cáncer de próstata tratados con RT3D Externa + HDR Braquiterapia.

Sánchez J Vázquez JA, García Blanco AS, Gómez F, Montejo A, Raba JI, Pacheco MT, Cardenal Carro J y Mendiguren MA.

055. Diseño de una aplicación de registro de averías en los equipos de tratamientos radioterápico.

Martínez Ortega J, Rodríguez Cobo C, Pinto Monedero M, Rodríguez Romero R, Castro Tejero P, Sánchez Rubio P y Quintana Paz A.

056. Verificación independiente de las unidades de monitor para tratamientos de RapidArc con el programa DIAMON. Consideraciones prácticas.

Lliso Valverde F, Carmona Meseguer V, Gimeno Olmos J, García Martínez T, Pujades Claumarchiran MC, Palomo Llinares R, Ballester Pallarés F y Pérez-Calatayud J.

057. Desarrollo de un método para la estimación de la vida útil del target en una unidad de Tomoterapia Helicoidal.

Delgado Aparicio JM, García Repiso S, Martín Rincón C, Pérez Álvarez ME, Verde Velasco JM, Ramos Pacho JA, Sáez Beltrán M, Gómez González N, Cons Pérez N y de Sena Espinel E.

058. Consideraciones técnicas y funcionales del acelerador de electrones portátil, Mobetron, para Radioterapia Intraoperatoria

García Cases FJ, Javier de Luis FJ, Herranz González M, Cañón Rodríguez R, Muñoz Miguelañez T, Aakki L, Azinovic Gamó I y Brugarolas Masllorens A.

059. Desarrollo de una herramienta informática para la compensación de interrupciones de tratamiento y comparaciones radiobiológicas en radioterapia externa.

Ramos Pacho JA, De Sena Espinel E, Verde Velasco JM, García Repiso S, Pérez Álvarez ME, Delgado Aparicio JM, Martín Rincón C, Sáez Beltrán M, Gómez González N y Cons Pérez N.

061. Análisis dosimétrico de tres aceleradores gemelos.

Hernández Rodríguez J, Rodríguez López B, Mateos Salvador P, Ariño Gil A y Font Gelabert JC.

062. Una técnica geoméricamente simple para la irradiación craneoespinal

Planes Meseguer DJ, Dorado Rodríguez P y Esposito RD.

063. Planificación directa o planificación inversa: *in medio satat virtus*

Dorado Rodríguez MP, Esposito RD y Planes Meseguer D.

064. Un sistema coherente y eficaz para la Garantía de la Calidad en un Servicio de Radioterapia desde el punto de vista de la Unidad de Radiofísica Hospitalaria.

Esposito RD, Planes Meseguer D y Dorado Rodríguez MP.

065. Validación de IMRT Estática. Recomendaciones TG-119 de la AAPM.

Gómez Barrado A, Sánchez Jiménez E y Sánchez-Reyes A.

066. Puesta en marcha de un Programa de Garantía de Calidad de imagen en un sistema de imagen portal de panel plano.

Gómez Barrado A, Sánchez Jiménez E, Benítez JA y Sánchez-Reyes A.

067. Evaluación de los Histogramas Dosis Volumen en Braquiterapia de Alta Tasa 3D.

Gómez Barrado A, Tripero Oter J, Sánchez Jiménez E y Sánchez-Reyes A.

068. Control de calidad diario del colimador multilámina para IMRT estática mediante panel plano (EPID).

Gómez Barrado A, Benítez Serrano JA, Sánchez Jiménez E y Sánchez-Reyes A.

069. Control de calidad del haz de radiación mediante un sistema de imagen de panel plano (EPID).

Benítez Serrano JA, Gómez Barrado A y Sánchez-Reyes A.

070. Estudio retrospectivo del cálculo de dosis mediante Monte Carlo en Radioterapia Estereotáxica Extracraneal (SBRT) de pulmón.

Zucca Aparicio D, Pérez Moreno JM, Fernández Letón P, García Ruiz-Zorrilla J y Miñambres Moro A.

071. ¿Es el Índice Gamma un criterio realmente adecuado para el control de planes de tratamiento de IMRT?

Pérez Moreno JM, Zucca Aparicio D, García Ruiz-Zorrilla J, Fernández Letón JP y Miñambres Moro A.

072. Análisis de la evolución de los parámetros del haz de Tomoterapia Helicoidal en relación con el desgaste del target.

Rodríguez Romero R, Sánchez Rubio P y Medrano González de Prado JC.

073. Validez del formalismo de cálculo del TG-43 en Braquiterapia Superficial con Alta Tasa de Dosis.

Granero D, Pérez-Calatayud J, Vijande J, Ballester F y Rivard MJ.

074. Octavius 4D: ESTADO de referencia inicial e implementación clínica de un nuevo equipamiento para verificaciones VMAT.

Gimeno Olmos J, Carmona Meseguer V, Lliso Vlaverde F, García Martínez MT, Pujades Claumarchiran MC, Palomo Linares R, Ballester Pallarés F y Pérez-Calatayud J.

075. Verificación periódica de haces con cuña dinámica mediante análisis de los archivos Dynalog.

Camacho C, Pérez-Alija J y Pedro A.

076. Diseño de una técnica para el tratamiento radioterápico de pacientes de próstata con prótesis bilateral de cadera.

Camacho C, Pérez-Alija J, Olivares S, Loscos S y Pedro A.

077. año por radiación a nivel molecular: Nanodosimetría.

Blanco F, Muñoz A, Lagares JI, Núñez L y García G.

078. EIS años de experiencia en la planificación y verificación de la IMRT Dinámica con Portal Dosimetry.

Molina López MY, Pardo Pérez E, Ruiz Maqueda S, Castro Novais J y Díaz Gavela AA.

079. Puesta en marcha de la técnica de Irradiación Parcial Acelerada de la mama con Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis (HDR).

Molina López MY, Pardo Pérez E, Castro Novais J, Martínez Ortega J, Ruiz Maqueda S y del Cerro Peñalver E.

080. Uso de uniones de campo dinámicas para reducir incertidumbres y obtener tratamientos más robustos.

Hernández Masgrau V y López Sánchez M.

081. Puesta en marcha del programa de control de calidad del sistema On-board Imager de Varian: evaluación inicial.

Ortega Martín I, Ruiz Morales C, López Sánchez F y Tobarra González BM.

082. Método para la calibración de las mandíbulas asimétricas en técnicas de hemicampos y efectos en la práctica clínica.

Hernández Masgrau V, Sempau Roma J, Abella Cereigido R, López Sánchez M, Pérez Fernández M, González Leyba M y Artigues Pedrola M.

083. Medida de la incertidumbre asociada a la reconstrucción de aplicadores en Braquiterapia Adaptativa guiada por resonancia.

Torres Pozas S, Federico M, Pérez Molina JL, Martí Asenjo J, Sánchez Carrascal M, Macías Verde D, Ruiz Egea E, Lara Jiménez P y Martín Oliva R.

084. Control geométrico del multiláminas con un programa de análisis de imagen obtenida con el EPID.

Gómez Enríquez F, Montejó Arteché A, Sánchez Mazón J, Vázquez Rodríguez JA, Mendigueren Santiago MA, Pacheco Baldor MT y Raba Díez JI.

085. Seguridad del paciente en un servicio de Física Médica. Checklist de parámetros clave a ser revisados antes de que el dossier del paciente salga del servicio.

Font Gómez JA, Gandía Martínez A, Jiménez Albericio FJ, Andrés Redondo MM y Mengual Gil MA.

086. Seguridad del paciente en un servicio de Física Médica. Indicadores clave.

Font Gómez JA, Gandía Martínez A, Jiménez Albericio FJ, Andrés Redondo MM y Mengual Gil MA.

087. Certificación ISO9001 en el proceso de dosimetría clínica en un servicio de Física Médica

Font Gómez JA, Andrés Redondo MM, Gandía Martínez A, Jiménez Albericio FJ y Mengual Gil MA.

088. Contabilidad de costes en un servicio de Física Médica. Unidades relativas de valor en dosimetría clínica en teleterapia.

Font Gómez JA, Gandía Martínez A, Jiménez Albericio FJ, Andrés Redondo MM y Mengual Gil MA.

089. Modelización del sistema de imagen portal IviewGT para aplicaciones de dosimetría.

Cortés Rodicio J, Sánchez Merino G, Lope Lope R, Ripol Valentín O, MartínGonzalez T y García Fidalgo MA.

090. Fast implementation of RapidArc® in a busy centre.

Fandiño M, Gesto C, Candal A, Díaz I, Fernández C, Izquierdo P, Poncet M, Silva MC, Soto M, Triana G, Losada C y Mariño A.

091. Verificación y análisis del posicionamiento de una fuente de Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis dentro de un aplicador ginecológico Fletcher Intersticial Utrecht TC/RM.

Penedo Cobos JM, García Castejón MA, Huertas Martínez C, Gomez-Tejedor Alonso S, Rincón Pérez M, Luna Tirado J y Pérez Casas AM.

092. Estrategia para la planificación de tratamientos radioterápicos de pacientes con prótesis de cadera. Solución de intensidad modulada.

Puértolas Hernández JR, Iriondo Igerabide U, Lozano Flores FJ, Pino León C y Larretxea Etxarri R.

093. Sistema para recálculo y evaluación de dosis a pacientes tras variaciones anatómicas en tratamientos de Radioterapia Externa.

Benito Bejarano M.A y Sáez Beltrán F.

094. Análisis de la sensibilidad de un detector de medidas diarias para control de la constancia de la energía de un haz de fotones.

Luquero Llopis N, Hueriga Cabrerizo C, Ferrer Gracia C, Sánchez Muñoz FJ, Corredoira Silva E y Serrada Hierro A.

095. Interrupciones de tratamiento: estadística, causas y manejo en un Servicio de Radioterapia.

Ferrando Sánchez A, Milanés Gaillet AI, Eugui Martínez R y Crespo Díaz MP.

096. Control de calidad del sistema de imagen por ecografía rectal para implantes de Semillas de Próstata de Baja Tasa.

Luquero Llopis N, Ferrer Gracia C, Huertas Martínez C, Huerga Cabrerizo C, Corredoira Silva E y Serrada Hierro A.

097. Evaluación de la bondad del “matching” para control diario de la coincidencia entre el isocentro de radiación y el del Cone Beam CT.

Huertas Martínez CA, Gómez-Tejedor Alonso S, García Castejón MA y Penedo Cobos JM.

098. Tratamiento con Radioterapia Estereotáctica corporal en cáncer de pulmón utilizando tomografía con haz cónico de megavoltaje.

Crispín Contreras V, Pastor i Sanchis V, Abad Mocholí D, Bartrés Salido A, Mut Dólera A, Aznar Santamaría M, de los Dolores Alemany V, González Pérez V y Guardino de la Flor C.

099. Comparación dosimétrica en un cáncer de cérvix con distintas modalidades terapéuticas.

Alonso Iracheta L, de la Casa de Julián MA, Samper Ots P, de las Peñas Cabrera MD y Jiménez González JM.

100. ¿Accuros XB o AAA? estudio dosimétrico en un medio heterogéneo.

Tortosa Oliver RA, Chinillach Ferrando N, Bellido Millán P, Soler Catalán P, Morales Marco JC y Andreu Martínez FJ.

101. Verificaciones específicas de paciente en planes de IMRT con Portal Dosimetry. Experiencia inicial.

Lliso Valverde F, Gimeno Olmos J, Richart Sancho J, Pujades Claumarchirant MC, Carmona Meseguer V, Martínez García T, Palomo Llinares R, Ballester Pallarés F, Pérez-Calatayud J.

102. Análisis preliminar de las correcciones rotacionales aplicadas en pacientes con cáncer de próstata.

De la Casa de Julián MA, Alonso Iracheta L, de las Peñas Cabrera MD, Jiménez González JM y Samper Ots P²

103. Aceptación para uso clínico del Arccheck como herramienta de verificación de tratamientos de Arcoterapia de Intensidad Modulada (VMAT).

Chinillach Ferrando N, Tortosa Oliver RA, Soler Catalán P, Morales Marco JC y Andreu Martínez FJ.

104. Tratamiento de lesiones de cabeza y cuello mediante VMAT de un solo arco.

De la Casa de Julián MA, Alonso Iracheta L, De las Peñas Cabrera MD, Jiménez González JM y Samper Ots P.

105. Control de calidad de sistemas de imagen portal.

Olasolo Alonso J, Martín Albina ML, Otal Palacín A, Fuentemilla Urio N, Miquelez Alonso S, Pellejero Pellejero S, Mañeru Cámara F, Lozares Cordero S y Rubio Arroniz A.

106. Acuros XB: Impacto dosimétrico de artefactos geométricos heterogéneos de baja densidad.

Jurado Bruggeman D, Muñoz Montplet C, Agramunt Chaler S, Bueno Vizcarra M y Duch Guillen MA.

107. Determinación del montaje experimental idóneo para la evaluación de distribuciones bidimensionales de dosis empleando el MAPCHECK.

Chinillach Ferrando N, Tortosa Oliver RA, Lorente Franco L, Morales Marco JC, Soler Catalán P y Andreu Martínez FJ.

108. Análisis del impacto de las incertidumbres en el movimiento de un MLC al efectuar SBRT de próstata mediante IMAT.

Reynés Llompart G, Sancho Kolster I, De Blas Piñol R, Modolell Farré I y Picón Olmos C.

109. Validación de la puesta en marcha de la IMRT con tres métodos dosimétricos de verificación independientes.

Tortosa Oliver RA, Chinillach Ferrando N, Alonso Arrizabalaga S, Campayo Esteban JM, Morales Marco JC, Soler Catalán P y Andreu Martínez FJ.

110. Análisis de resultados de las verificaciones de IMRT en casi un millar de pacientes.

Richart J, Doval S, Perez-Calatayud J, Depiaggio M, Rodríguez S y Santos M.

111. Métrica para describir el emborronamiento en PET

Huerga Cabrerizo C, Castro Tejero P, Corredoira Silva E, Plaza Aparicio R, Luquero Llopis N, Ferrer Gracia C y Serrada Hierro A.

112. Estudio de los parámetros dosimétricos limitantes en la patología de pulmón. Diferencias en el uso de los volúmenes pulmón-GTV y pulmón-PTV.

Granero Cabañero D, Almendros Blanco P, García Hernández T, Vicedo González A, Brualla L, Hernández A, Solera C, Serrano A y Roselló J.

113. Calibración de película radiocrómica EBT2 para fuentes de I-125 encapsulado.

Huerga Cabrerizo C, Luquero Llopis N, de la Torre Hernández I, Ferrer Gracia C, Corredoira Silva E y Serrada Hierro A.

114. Errores sistemáticos y aleatorios en los tratamientos de próstata.

Quiñones Rodríguez LA, Salas Buzón MC, Castro Ramírez JJ, Iborra Oquendo MA, Ureña Llinares A, Angulo Paín E, Ramos Caballero LJ, Seguro Fernández A y Mora Meléndez R.

115. Control de calidad en radiocirugía: dosimetría con microcámara en maniquí esférico.

Casado Villalón FJ, Navarro Guirado F, García Pareja S, Benítez Villegas EM, Galán Montenegro P y Moreno Sáiz C.

116. Análisis del Efecto Tongue and Groove de tres colimadores multiláminas diferentes utilizando película radiocrómica EBT-2.

Adaimi Hernández P¹ Cabello Murillo E, Clemente Gutiérrez F, Díaz Fuentes R, Fernández Bedoya V, Ferrando Sánchez A, Milanés Gaillet A, Eugui Martínez R.

117. Determinación estudio comparativo de tratamientos de cáncer de esófago con Tomoterapia Helicoidal, IMRT Dinámica y 3DCRT.

Pinto Monedero M, Sánchez Rubio P y Rodríguez Romero R.

118. Uso del sistema electrónico de imagen portal para el control de calidad y la calibración de la posición de las láminas del sistema de colimación multiláminas de un acelerador Elekta Synergy.

Sánchez Merino G, Cortés Rodicio J, Lope Lope R, Martín Gonzalez T y García Fidalgo MA.

- 119. Procedimiento de control de calidad específico de paciente para tratamientos con VMAT (RAPIDARC) implantado en el HUGC Dr Negrín (Las Palmas).**
Luque Japón L, Sánchez Carrascal M, Torres Pozas S, Martí Asenjo J, Madan Rodríguez C, Ruiz Egea E, Godoy Cazorla JI y Martín Oliva I R.
- 120. Scripts en Pinnacle3: Compensación automatizada de tratamientos en Radioterapia Externa tras interrupciones no programadas.**
Jover Pérez CI, Alamán Sánchez C, Osorio Ceballos JL, Del Real Núñez R y Almansa López J.
- 121. Efecto del posicionamiento de las láminas en los tratamientos de IMRT.**
Pérez Azorín JF, Ramos García LI, Ortiz de Zárate Vivanco R, Trueba Garayo I, Cacicedo J y del Hoyo O.
- 122. Evaluación de errores de posicionamiento del paciente mediante Cone Beam CT de megavoltaje.**
García Ruiz-Zorrilla J, Fernández Letón JP, Zucca Aparicio D, Pérez Moreno JM y Miñambres Moro A.
- 123. Verificación de un algoritmo de Cono Colapsado mediante el protocolo IAEA TECDOC 1583 y dosimetría con películas radiocrómicas.**
Martín-Viera Cueto JA, Benítez Villegas EM, Bodineau Gil C, Parra Osorio V, García Pareja S y Casado Villalón FJ.
- 124. Gestión de las imágenes obtenidas por un sistema de imagen portal de un acelerador Varian CLINAC 2100 para ser empleadas en el control de calidad del acelerador.**
Tato de las Cuevas F y Hernández Armas J.
- 125. Verificación de la planificación dosimétrica en braquiterapia en formato DICOM y cálculo del EUD en órganos de riesgo.**
García Hernández MJ, Sendón del Río JR, Ayala Lázaro R, Jiménez Rojas MR, Gómez Cores S, Polo Cezón R y López Bote MA.
- 126. Verificación de la unión de hemicampos mediante el sistema de imagen.**
Pardo Pérez E, Molina López MY, Castro Novais J, Ruiz Maqueda S y Marcos Jiménez F.
- 127. Implementación clínica del “Método Zacarias” para la corrección de errores de convergencia de optimización en la IMRT en pulmón.**
Pardo Pérez E, Molina López MY, Ruiz Maqueda S, Castro Novais J y Couñago Lorenzo F.
- 128. rotocolo de imagen guiada off-line mediante Cone Beam CTde megavoltaje.**
García Ruiz-Zorrilla J, Fernández Letón JP, Pérez Moreno JM, Zucca Aparicio D, Miñambres Moro A
- 129. Cálculo de dosis absorbida para la verificación de las curvas de calibración UH-densidad electrónica relativa obtenidas con distintos maniqués.**
Pérez Álvarez ME, De Sena Espinel E, Delgado Aparicio JM, Martín Rincón C, García Repiso S, Ramos Pacho JA, Verde Velasco JM, Gómez González N, Cons Pérez N y Sáez Beltrán M.
- 130. mplementación de un sistema de evaluación automatizada del test de Winston-Lutz basado en la Transformada Generalizada de Hough.**
Martín-Viera Cueto JA, Moreno Sáiz C, Benítez Villegas EM, Fernández Cañadillas MJ, Caballero Lucena E y Cantero Carrillo M.
- 131. Influencia de la curva de densidad electrónica relativa en la dosimetría clínica en tratamientos estereotáxicos.**
Moreno Sáiz C, Benítez Villegas EM, Casado Villalón FJ, Parra Osorio V, Bodineau Gil C y García Pareja S.
- 132. Modelado de un colimador micromultiláminas en el sistema de planificación Pinnacle.**
García Hernández T, Brualla González L, Vicedo González A, Rosello Ferrando J y Granero Cabañero D.
- 133. Evaluación de la dosis integral y dosis periférica del tejido sano en tratamientos de radioterapia externa de cáncer de próstata con técnicas de 3DCRT, IMRT inversa y VMAT**
Vicent Granado D, Carrasco Herrera MA, Mateo Pérez .C, Velázquez Miranda S y Herrador Córdoba M.
- 134. Comparación de curvas de Unidades Hounsfields de planificación y proporcionadas por el OBI Cone Beam CT.**
Rodríguez Alarcón C, Vicent Granado D, Gutiérrez Ramos SM, Sánchez Carmona G y Herrador Córdoba M.
- 135. Comparación radiobiológica de dos esquemas de tratamiento en Radioterapia de próstata de alto riesgo.**
García Hernández T, Vicedo González A, Pastor Peidró J, Rosello Ferrando J, Granero Cabañero D, Brualla González L y López Torrecilla J.
- 136. Herramienta de asistencia en el comisionado de nuevos algoritmos de sistemas de planificación de terapia con radiaciones ionizantes**
Reinado D, Ricós B, Alonso S, Chinillach N, Bellido P y Tortosa R.
- 137. Efecto dosimétrico de las imágenes de doble exposición de campo y posicionamiento en tratamientos de radioterapia de mama.**
Bermúdez Luna R, Rodríguez Rodríguez C, Martín Martín G, López Fernández A Caballero Perea B, Ludeña Martínez B y Prados Losa R.
- 138. Verificación del modelado de un haz de fotones de 6 MV en un planificador Monte Carlo. Comparación con Collapsed Cone en medio homogéneo.**
Ramírez Ros JC, Jerez Sainz MI, Jódar López CA, Lobato Muñoz M, Ruiz López MA, Carrasco Rodríguez JL y Pamos Ureña M.
- 139. Un método simple para la verificación del cálculo de dosis en Braquiterapia de Alta Tasa.**
Almansa López J, Jover Pérez CI, Alamán Sánchez C y Osorio Ceballos JL.
- 140. erificación del modelado de un haz de fotones de 6 MV en un planificador Monte Carlo. Comparación con Collapsed Cone en medio no homogéneo.**
Ramírez Ros JC, Jerez Sainz MI, Lobato Muñoz M, Jódar López CA, Ruiz López MA, Carrasco Rodríguez JL y Pamos Ureña M.
- 141. Nueva técnica de irradiación craneoespinal sin superposición de campos.**
Ruiz Pomar J, Martín González T, Veiras Lens M, Lope Lope R, Álvarez del Pozo L, Pizarro Ariza MT y García Fidalgo MA.
- 142. Diseño de un sistema de referencia para el posicionamiento de pacientes en tratamiento radioterápico del cáncer de mama.**
Nebot P, Reinado D, Salvador R, González-Peña R, Dalmases F, Romero C, Roselló J, Díez S y Cibrián R.

143. establecimiento del eri en radiocirugía. Verificaciones mediante un maniquí específico.

García Martínez MT, Gimeno Olmos J, Carmona Meseguer V, Lliso Valverde F, Pujades Claumarchirant MC, Palomo Llinares R, Ballester Pallarés F y Perez-Calatayud J.

144. Experiencia en Radiocirugía Estereotáxica Intracraneal con un sistema de inmovilización no invasivo y guiado óptico.

Pellejero Pellejero S, Mañeru Cámara F, Lozares Cordero S, Otal Palacín A, Fuentemilla Urío N, Olasolo Alonso J, Miquélez Alonso S, Martín Albina ML y Rubio Arróniz A.

145. ERI y experiencia clínica inicial con Dosimetry Check, un software comercial para dosimetría *in vivo* volumétrica.

Pujades Claumarchirant MC, Gimeno Olmos J, García Martínez T, Carmona Meseguer V, Llisó Valverde F, Palomo Llinares R, Ballester Pallarés F y Pérez Calatayud J.

146. Una nueva implementación del análisis multicanal en la dosimetría mediante películas radiocrómicas.

Rodríguez Rodríguez C, Martín Martín G, Bermúdez Luna R, López Fernández A, de Torres Olombrada MV, García Cañibano T y Caballero Guerra P.

147. Seguimiento estadístico de la calibración de las semillas de I-125 empleadas en Braquiterapia

Tornero-López AM, Ruiz-Arrebola S, Moreno-Torres M, Martínez-Luna R, Isaac Ramos L, de la Vega JM, Guerrero R, Vilches M y Guirado D.

148. Determinación de los parámetros de calidad de imagen de un sistema de imagen guiada en radioterapia basado en CBCT.

Gutiérrez Ramos S, Luis Simón Florencio J, Rodríguez Alarcón C, Vicent Granado D y Herrador Córdoba M

149. Protocolo actualizado para el tratamiento de pacientes en Radioterapia con dispositivos cardiacos.

Martín Martín G, Bermúdez Luna R, Rodríguez Rodríguez C, López Fernández A, Rodríguez Pérez A y Sotoca Ruiz A.

150. Programa de Control de Calidad del sistema de colimación multilámina basado en EPID para equipos con RapidArc.

Pujades Claumarchirant MC, Richart Sancho J, Gimeno Olmos J, Lliso Valverde F, Carmona Meseguer V, García Martínez MT, Palomo Llinares R, Ballester Pallarés F y Perez Calatayud J.

151. Implantación de un nuevo sistema de radioterapia guiada por la imagen basado en luz estructurada.

Brualla González L, Granero Cabañero D, González Sanchís A, Vicedo González A, García Hernández MT, Almendros Blanco P, Gordo Partearroyo JC, Pastor Peidró JR, Parreño Romeu L y Roselló Ferrando J¹

152. Análisis de la incertidumbre de diodos semiconductores en dosimetría *in vivo* de tratamientos de Braquiterapia

Sánchez K, Rodríguez P, Prieto D, Esteve S, Colmenares R, Béjar MJ, Ordóñez J, Capuz B y Moris R.

153. Efecto del posicionamiento de las láminas en los tratamientos de IMRT.

Ortiz de Zárate Vivanco R, Pérez Azorín JF, Casquero Ocio F y Trueba Garayo I.

154. Unión de campos en tratamientos de mama con supra mediante técnica monoisocéntrica, sin hemicampos y sin giros de mesa

Sáez Beltrán F, Benito Bejarano MA y Sáez Beltrán M.

155. Verificaciones iniciales de la unidad de HDR 60-Co Multisource® (BEBIG)

Rodríguez P, Prieto D, Sánchez K, Esteve S, Colmenares R, Moris R, Capuz B, Ordóñez J y Béjar MJ.

157. ¿Podemos reducir el riesgo de enfermedad cardíaca en tratamientos de mama izquierda?. Respiración contenida.

Fuentemilla Urío N, Lozares Cordero S, Otal Palacín A, Olasolo Alonso J, Pellejero Pellejero S, Martín Albina M L, Mañeru Cámara F, Miquélez Alonso S, Rubio Arróniz T y Soto Prados P.

158. Utilización de un matriz de diodos para el control de calidad de un sistema de colimación multiláminas.

Béjar Navarro MJ, Prieto Morán D, Sánchez Noriega K, Rodríguez Meijide P, Esteve Sánchez S, Colmenares Fernández R, Capuz Suárez B, Ordóñez Márquez J y Moris Pablos R.

160. Verificaciones geométricas para la técnica de radiocirugía guiada por la imagen en el acelerador Elekta Axesse.

Perucha Ortega M, Mateo Rodríguez B y Linares Doblado R.

161. Técnica de radiocirugía con IGRT en acelerador Elekta Axesse.

Perucha Ortega M, Linares Doblado R y Mateo Rodríguez B.

162. Análisis de las dosis testiculares en pacientes sometidos a tratamiento radioterápico de carcinoma de próstata.

Béjar Navarro MJ, Ordóñez Márquez J, Hervás Morón A, Alvarez Rodríguez S, García-Galloway E, Sánchez Casanueva R, Polo Rubio A, Rodríguez-Patrón Rodríguez R, Yanowsky K y Gómez Dos Santos V.

163. Un sistema de ayuda a la decisión para seleccionar planes de tratamiento en Radioterapia.

Núñez L, Alfonso JCL y Herrero MA

164. Evaluación de la dosis recibida por pacientes con marcapasos que han recibido tratamiento de Radioterapia Externa.

Rodríguez Alarcón C, Carrasco Herrera MA, Vicent Granado D, Gutiérrez Ramos SM y Herrador Córdoba M

165. Determinación de la atenuación debida a la mesa de tratamiento en función del ángulo de gantry para el sistema de verificación de tratamientos DELTA4

Linares Doblado R, Mateo Rodríguez B y Perucha Ortega M.

166. Verificación del isocentro de radiación utilizando un sistema electrónico de imagen portal.

Merino Gestoso JA, Portas Ferradás BC, Rosa Menéndez P, Chapel Gómez ML, Fernández Cerezo S y Vázquez Varela P.

167. Comparación dosimétrica entre un sistema de planificación y películas radiocrómicas EBT2 en tratamientos de Braquiterapia Superficial de Alta Aasa

Gutiérrez Ramos SM, Carrasco Herrera MA, Vicent D, Rodríguez C y Herrador M.

168. Dosis al personal de hospitalización en el tratamiento de pacientes de Braquiterapia Oftálmica con I-125.

Terrón León JA, Gómez Palacios M, Moreno Reyes JC y Perales Molina A.

169. Implementación de un sistema dosimétrico basado en detectores de $AL_2O_3:C$ y su uso en Radioterapia.

Márquez P JF, Guzmán C CS, Picon Ch C y Aymar A JA.

171. Simulación previa de implantes de mama mediante la técnica de irradiación parcial acelerada: Índices de Cubrimiento y Homegeneidad.

Moral Sánchez SC de Paula Carranza B, Erzilbengoa M, Bragado Álvarez L y Guisasaola Berasategui A.

172. RRADIACIÓN holocraneal con boost integrado simultáneo de oligometastasis usando eXaFrame y eXaSkin CON VMAT-IGRT.

Velázquez Miranda S, Montero Perea E y Ortiz Seidel M.

173. Caracterización dosimétrica y aplicación clínica de eXaSkin: bolus de alta densidad para uso con fotones.

Ortiz Seidel M y Velázquez Miranda S.

174. Puesta en marcha de un miniacelerador lineal para Radioterapia Intraoperatoria

Macías-Verde D, Yáñez-López D, Martí-Asenjo J, Sánchez-Carrascal M, Torres-Pozas S, Godoy-Cazorla JI, Madan-Rodríguez C y Martín-Oliva R.

175. Análisis de los criterios gamma de validación de dosimetrías para VMAT.

Sánchez Carrasca M, Martí Asenjo J, Torres Pozas S, Madan Rodríguez C, Luque Japón L, Godoy Cazorla J y Martín Oliva R.

176. Dosis de radiación en el entorno de pacientes sometidos a tratamientos de Braquiterapia Oftálmica.

Terrón León JA, Moreno Reyes JC, Perales Molina A, Miras H, Ortiz M y Macías J.

177. Estudio comparativo BEAMnrc vs Pinnacle.

Moreno Reyes JC, Macías Jaén J y Jiménez Ortega E.

179. Viabilidad del uso de un sistema de imagen portal para verificaciones geométricas en Radioterapia Externa.

Navarro Guirado F, Bodienau Gil C, García Pareja S, Galán Montenegro P, Benítez Villegas EM y Martín-Viera Cueto JA.

180. Control de calidad en IMRT: influencia de los parámetros geométricos.

Cámara Turbí A, Candela Rodríguez F, Melchor Íñiguez M y Martínez Rodríguez D

181. Determinación de factores campo de haces cónicos en una unidad de Radiocirugía Estereotáxica.

Brosed Aguillón ML, Casal Mesa MD, Forastero C y Sanchez Reyes A.

182. Caracterización de la fuente primaria de electrones en aceleradores lineales de uso clínico.

Gómez Extremera M, González Infantes W, Lallena Rojo AM y Anguiano Millán M

183. Evaluación de incertidumbres de la Radioterapia.

García Mollá R, Gómez Martín C, Vidueira L, Juan-Senabre X y García Gómez R.

184. R apidArc® for head and neck cancer (200 patients experience)

Fandiño JM, Triana G, Gesto C, Díaz I, Candal A, Fernández C, Izquierdo P, Poncet M, Silva MC, Soto M, Losada C y Mariño A.

185. CBCT-GUIDED RapidArc® for Stereotactic Ablative Radiotherapy (SABR) in lung tumors.

Fandiño JM, Silva MC, Izquierdo P, Candal A, Díaz I, Fernández C, Gesto C, Poncet M, Soto M, Triana G, Losada C y Mariño A.

186. Craniospinal irradiation using RapidArc®.

Fandiño JM, Silva MC, Mariño A, Candal A, Díaz I, Fernández C, Gesto C, Izquierdo P, Losada C, Poncet M, Soto M y Triana G.

189. Verificaciones para control de calidad de la muñeca dinámica en las unidades de tratamiento y el sistema de planificación.

Mateos Salvador P, Rodríguez López B, Font Gelabert J, Hernández Rodríguez J y Ariño Gil A.

190. Control de calidad de multilaminas con un sistema de imagen portal.

Pérez Azorín JF, Lupiani Castellanos J, Espinosa Sola JM, Ortiz de Zárate Vivanco R y Ramos García LI.

191. Verificación del algoritmo de suma de fluencias para control de calidad en IMRT.

Candela Rodríguez F, Cámara Turbí A, Melchor Íñiguez M y Martínez Rodríguez D.

192. Estudio comparativo de dos sistemas de planificación de tratamiento.

Ramos Caballero LJ, Quiñones Rodríguez LA y Lupiani Castellanos J.

193. Consecuencias dosimétricas de la exactitud en la posición de las semillas en un implante de semillas de I-125 en próstata.

Luquero Llopis N, Ferrer Gracia C, Huertas Martínez C, Huerga Cabrerizo C, Corredoira Silva E y Serrada Hierro A.

194. Aplicación de la técnica de SBRT con sistema de compresión eXaCradle e IGRT.

Velázquez Miranda S, Montero Perea E y Ortiz Seidel M.

195. Viabilidad del uso de la PET/TC CON ^{18}F _Colina para aumentar la dosis en las lesiones intraprostáticas en tratamientos de radioterapia de cáncer de próstata.

García Hernández T, Vicedo González A, Pastor Peidró J, López Torrecilla J, Roselló Ferrando J, Brualla González L, Granero Cabañero D, Ferrer Rebolledo J y Sánchez Jurado R.

196. Optimización geométrica mediante simulación Monte Carlo de minihaces de Radiación Sincrotrón.

Manchado de Sola F, Vilches Pacheco M, Lallena Rojo AM y Prezado Y.

197. Aceptación y puesta en marcha de un sistema de planificación computarizada basado en Monte Carlo.

Lopez-Tarjuelo J, García-Mollá R, Juan-Senabre XJ, Quirós-Higueras JQ, Santos-Serra A1, Marco-Blancas N y Calzada-Feliu S.

198. Diseño y optimización de la electrónica asociada a un nuevo sistema detector para verificación de tratamientos complejos de Radioterapia.

Ovejero MC, Pérez Vega-Leal A, Núñez Martínez R, Espino JM, Arrans R, Gallardo MI, Abou-Haidar Z, Alvarez MAG y Cortés Giraldo MA.

199. Análisis de la dependencia direccional de la matriz bidimensional de detectores 2Darray Seven29. Implicaciones en el sistema de planificación.

Mora Meléndez R, Seguro Fernández A, Iborra Oquendo M y Ureña Llinares A.

200. Variabilidad en el contorno del corazón en tratamientos con radioterapia en cáncer de mama izquierda y su influencia en parámetros de decisión.

Manchado de Sola F, Reyes García A, Muñoz Carmona DM, Bayo Lozano E y Sánchez Segovia J

201. Cálculo de errores de “set-up” en pacientes con localización tumoral de próstata. Estudio exploratorio.

Donis Gil S, Robayna Duque BE, Jiménez Sosa A, Hernández Armas O, González Martín AE y Hernández Armas J

202. Evaluación del Kerma en la entrada del laberinto en instalaciones de braquiterapia de HDR con Co-60.

Pujades MC, Granero D, Ballester F, Pérez-Calatayud J y Vijande J.

SOBRE EL USO DE ACELERADORES DOSIMÉTRICAMENTE EQUIVALENTES CON LA TÉCNICA RapidArc VMAT

Serna Berná A, Mata Colodro F, Puchades Puchades V y Ramos Amores D

Servicio Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario Santa Lucía. Cartagena. Región de Murcia.
Correspondencia: alfredo.serna@carm.es

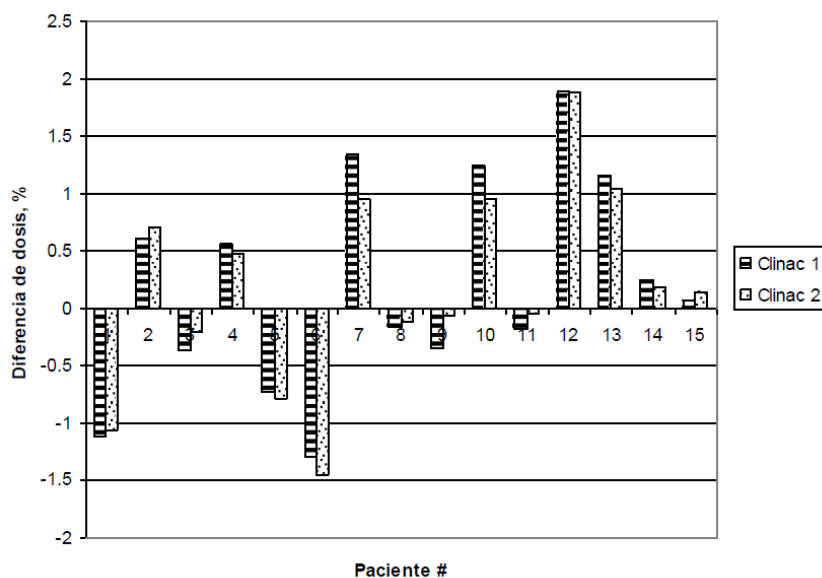
Palabras clave: RapidArc, VMAT, aceleradores gemelos, control de calidad.

Introducción y objetivos

No es infrecuente que se produzcan interrupciones en el normal funcionamiento de aceleradores lineales que afectan a los tratamientos de los pacientes. Tanto los mantenimientos programados como averías inesperadas pueden provocar una parada en su funcionamiento de horas o días. La prolongación de los tratamientos causa malestar, ansiedad y, si se prolonga en el tiempo, una disminución de la probabilidad de curación. El uso de un segundo acelerador de respaldo, de igual diseño y ajustados dosimétricamente, podría mitigar los efectos de tales interrupciones. El objetivo de este trabajo es el de determinar la seguridad de usar indistintamente dos aceleradores en los tratamientos RapidArc VMAT.

Material y métodos

Disponemos de dos aceleradores lineales Varian 2300 iX, provistos de colimador multiláminas Millenium 120, y adquiridos con la característica de ser dosimétricamente equivalentes para la energía de rayos X de 6 MV. Se llevaron a cabo dos tipos de medidas: 1) Dosimetría básica, consistente en la medida y comparación de factores de campo, perfiles de dosis en profundidad, perfiles de dosis transversales, “gap” dosimétrico y transmisión de las láminas en ambos aceleradores, según los requerimientos del sistema de planificación para modelar las unidades de tratamiento, y 2) Planes RapidArc VMAT: se llevaron a cabo verificaciones pretratamiento de 15 planes de tratamiento de pacientes tratados en ambos aceleradores. Los dispositivos empleados fueron: dosimetría portal electrónica, matriz de cámaras de ionización 729 PTW con maniquí Octavius y medidas de dosimetría absoluta con cámara de ionización tipo pinpoint en maniquí cilíndrico. El criterio gamma empleado fue de 3% (dosis absoluta local), 3 mm, con umbral de dosis de 10%. Para analizar si existe alguna diferencia significativa entre las medidas en ambos aceleradores se emplea el estadístico t-student para muestras pareadas.



Resultados y discusión

1) Dosimetría básica: a) la variación máxima del factor de campo, medida en 144 campos tanto cuadrados como rectangulares, fue de 0.2%, promedio 0.01%, b) se realizó un análisis gamma 1D (1% dosis, 1 mm) de los perfiles de dosis en profundidad para todos los campos cuadrados, obteniendo que el índice gamma fue inferior a 0.85 para todos los puntos y campos. Por tanto, se realizó un único modelado de haz en el sistema de planificación con los datos dosimétricos promedio de ambos aceleradores, por lo que en principio los planes de tratamiento son válidos para ambos aceleradores; 2) Planes RapidArc VMAT: No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) entre ambos aceleradores, ni en análisis gamma ni en dosis

absoluta con pinpoint. En la gráfica se presentan las medidas de dosis absoluta realizadas con cámara pinpoint. Las diferencias se pueden deber tanto a la propia estabilidad de los aceleradores como a la incertidumbre asociada a los sistemas de medida. Así pues, por ejemplo, 5 medidas consecutivas en un mismo acelerador con la matriz 729 y dosimetría portal de un mismo plan de tratamiento resultó una desviación estándar del análisis gamma de 0.7% y 0.4% respectivamente. De igual modo, la desviación estándar con la cámara pinpoint fue de 0.1%. Con el fin de mejorar la calidad y la eficiencia de los tratamientos, y a raíz de los resultados obtenidos, la organización establecida en nuestro centro es la siguiente: 1) en ambos aceleradores se ha establecido un estricto control de calidad sobre el multiláminas y la calibración de dosis (con desviación máxima de 1% entre ambos aceleradores), así como la calibración periódica del sistema de dosimetría portal; 2) la planificación de los tratamientos se realizan en la máquina genérica que está modelada en el planificador; 3) una vez aprobado el plan de tratamiento, los pacientes son asignados a un acelerador determinado; 4) se realiza la verificación pretratamiento en esa máquina asignada, de esta manera nos aseguramos que en ambos aceleradores se realicen un número similar de verificaciones; 5) puesto que las agendas de tratamiento pueden visualizarse desde los dos aceleradores, el paciente puede recibir tratamiento en cualquiera de los dos aceleradores, si es necesario. Existen diversos motivos por los que los pacientes son cambiados de máquina: retrasos durante el turno normal, cambio de pacientes entre turno de mañana y de tarde, completar sesiones de tratamiento en sábado (puesto que solo abrimos una máquina), paradas por mantenimiento programado, averías,... Hasta la fecha se han tratado más de 500 pacientes con RapidArc VMAT, en todo tipo de localizaciones, siguiendo esta metodología.

Conclusiones

En el presente trabajo se ha verificado que el mismo plan de tratamiento RapidArc VMAT se puede administrar de forma segura indistintamente en cualquiera de los dos aceleradores dosiméricamente equivalente. De este modo se benefician los tratamientos mejorando tanto la calidad, al no existir interrupciones, como la eficiencia, optimizando el tiempo de uso de los aceleradores.

OPTIMIZACIÓN DE LA VERIFICACIÓN PRETRATAMIENTO DE LOS PLANES DE TRATAMIENTO RADIOTERÁPICO CON LA TÉCNICA DE ARCOTERAPIA CON INTENSIDAD MODULADA RapidArc VMAT

Serna Berná A, Puchades Puchades V, Mata Colodro F, y Ramos Amores D

Servicio Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario Santa Lucía. Cartagena. Región de Murcia.

Correspondencia: alfredo.serna@carm.es

Palabras clave: RapidArc, VMAT, control calidad

Introducción y objetivos

La verificación pretratamiento de los planes de arcoterapia de intensidad modulada (VMAT) aumenta significativamente la carga de trabajo en los servicios de radiofísica. Este tipo de verificaciones se enfocan principalmente con un doble objetivo: primero, verificar el cálculo de dosis del sistema de planificación de tratamientos y por otro lado verificar que el acelerador es capaz de administrar el tratamiento tal como ha sido planificado. Existen diferentes soluciones comerciales para facilitar este procedimiento. El objeto de este trabajo es el de comparar la eficiencia de 4 sistemas de verificación independientes para poder establecer un protocolo óptimo de verificación de las planificaciones RapidArc VMAT.

Material y métodos

Se han realizado medidas de verificación pretratamiento en 40 pacientes consecutivos planificados con la técnica RapidArc VMAT. La planificación se realizó en un planificador Eclipse v10.0 (Varian) y los tratamientos se administraron en un acelerador Varian 2300 ix, equipado con colimador multiláminas Millenium 120. Los 4 sistemas de verificación de los planes VMAT fueron: 1) matriz de cámaras de ionización PTW-729 junto maniquí Octavius, dosimetría portal electrónica (Varian), cámara tipo pinpoint para la medida de dosis absorbida en un maniquí cilíndrico y cálculo de dosis independiente con software Diamond (PTW). Los planes de tratamiento se recalculan en los correspondientes sistemas, Seven29 y dosimetría portal para comparar la distribución de dosis planar mediante el análisis del índice gamma (3% dosis absoluta local, 3 mm, 10% umbral de dosis), al maniquí cilíndrico para comparar con la dosis medida por la cámara pinpoint, y al software Diamond para comparar los cálculos en un medio homogéneo. Consideramos que un plan es adecuado para tratamiento cuando el análisis gamma es superior al 95%, la variación de dosis absorbida es inferior al 3% y el cálculo independiente inferior al 5%, respecto del cálculo de dosis realizado en el sistema de planificación de tratamientos.

Resultados y discusión

Los 40 planes estudiados pasaron el criterio establecido en las verificaciones pretratamiento. La diferencia de dosis absorbida promedio (determinada como la dosis calculada por Eclipse vs la dosis medida por la cámara pinpoint) fue de 0.1%+-0.9%. Así mismo, la variación promedio de dosis calculada por el planificador con respecto de Diamond fue 0.6%+-2.2%. En el análisis gamma realizado con PTW-729 y dosimetría portal el número de puntos que satisfacían el criterio gamma fue de 99%+-2% y 98%+-1% respectivamente. Se midió el tiempo total empleado por los cuatro sistemas para completar la verificación, incluyendo la preparación de los datos, preparación de los dispositivos de medida, medida y análisis de los resultados. Para los cuatro métodos el tiempo total fue (entre paréntesis tiempo empleado en el acelerador): PTW-729 43.5 min (26.5 min), EPID 14.5 min (2.5 min), pinpoint 34.5 min (26.5 min) y Diamond 12.0 min (0 min).

Conclusiones

Los resultados obtenidos son consistentes entre ellos. Esto nos permite establecer un protocolo eficiente, considerando la seguridad y precisión así como la carga de trabajo. El uso combinado de dosimetría portal electrónica para el análisis de distribución de dosis 2D y el cálculo de dosis independiente, con los apropiados niveles de acción, son suficientes para garantizar la exactitud del cálculo de dosis en el sistema de planificación así como del funcionamiento del acelerador. Sin embargo, recomendamos que los servicios que inician los tratamientos VMAT, comparen con diversos sistemas de verificación para poder establecer de forma segura un procedimiento optimizado.

ARCOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA CON IMAGEN GUIADA EN EL TRATAMIENTO DE RADIOCIRUGIA INTRACRANEAL

Serna Berná A, Mata Colodro F, Puchades Puchades V, Ramos Amores D

Servicio Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario Santa Lucía. Cartagena. Región de Murcia.
Correspondencia: alfredo.serna@carm.es

Palabras clave: RapidArc, VMAT, radiocirugía, intracraneal

Introducción y objetivos

En este trabajo se presenta la experiencia con los primeros 10 pacientes con metástasis craneales tratados con radiocirugía, usando múltiples arcos no coplanares con la técnica RapidArc, arcoterapia de intensidad modulada (VMAT).

Material y métodos

Del total de los 10 pacientes, 7 pacientes tenían una metástasis, 2 pacientes con 2 metástasis y 1 paciente con 4 metástasis. Los pacientes fueron inmovilizados con máscaras termoplásticas y se simularon con cortes de TC de 1.5 mm. La planificación de los tratamientos se realizó con el planificador Eclipse v10.0 y calculados con rejilla de dosis de 1.2 mm. Los tratamientos fueron administrados en un acelerador Varian iX, que consta de colimador multiláminas Millenium 120, siendo las láminas centrales de 5 mm y las exteriores de 10 mm. Tal como mostramos en un trabajo previo [1] el uso de arcos no coplanares frente a arcos coplanares mejora sensiblemente la calidad de la distribución de dosis de las planificaciones de tratamiento. Los ángulos de rotación de la mesa de tratamiento son inicialmente 60°, 30°, 330° y 360°, y opcionalmente 0°. El giro de colimador se optimiza, variando entre $\pm 30^\circ$, para minimizar el efecto *tongue&groove*, así como la dosis fuera de los PTV. La dosis prescrita varió entre 12 y 18 Gy administrada en sesión única, dependiendo de las condiciones del paciente, tamaño y número de lesiones, y localización de las mismas. El objetivo de la planificación es que el 99% del PTV y el 100% del GTV deben recibir la dosis prescrita, minimizando la dosis en órganos de riesgo. Para evaluar la calidad de la planificación se tomaron: el índice de conformación de Paddick (IC) [2], el índice de homogeneidad [IH] (3) y el índice de gradiente (IG) [4]. El tiempo total de tratamiento desde la realización del primer CBCT hasta la administración del último arco queda registrado en el sistema de registro y verificación Aria v10.0. La eficiencia de la planificación la determinamos como el cociente entre la dosis prescrita y el total de unidades de monitor. El posicionamiento del paciente se realiza con el sistema de imagen guiada *cone beam CT* (CBCT) antes del primer arco, y después del segundo arco se verifica nuevamente la posición con otro CBCT.

Resultados y discusión

En todos los casos se ha empleado un único isocentro, independientemente del número de metástasis. En el caso de varios PTV, la selección de la posición del isocentro se realiza de modo que todas las lesiones se irradian con las láminas de 5 mm. Cuando hay varios PTV es necesario optimizar el giro de colimador para evitar su alineamiento con la dirección de movimiento de las láminas, de modo que se minimiza la dosis fuera de los mismos. Se emplearon 4-5 arcos no coplanares, dependiendo de la complejidad y localización de las metástasis. En el arco con ángulo de mesa 0° se realiza un arco completo, 358°. El resto de arcos se maximiza el barrido de gantry, evitando colisionar con paciente y mesa de tratamiento, variando entre 120° y 150°. La mediana de los volúmenes PTV de todas las lesiones fue de 6.6 cm³ (0.4 cm³- 36cm³). La media de tiempo de tratamiento, incluyendo desde el inicio del primer CBCT hasta la finalización del último arco, fue de 29±8 minutos. En el primer CBCT se verifica previamente que el paciente no tiene rotación superior a 1.5° (según el giro isocéntrico de la mesa), en cuyo caso se volvería a posicionar. Los desplazamientos típicos en el primer CBCT en las tres direcciones, vertical, lateral y longitudinal son inferiores a 5 mm, mientras que en el segundo CBCT son inferiores a 1 mm. Los valores promedio de los índices fueron de 0.84±0.06 para IC, 1.04±0.02 para IH y 4.53±1.18 para IG. La eficiencia promedio fue de 0.40±0.04 cGy/UM. Comparando estos resultados con trabajos realizados con acelerador lineal con conos (5), tomoterapia y cyberknife (6), la técnica VMAT no coplanar que hemos implementado es superior en términos de conformación y homogeneidad. Así mismo el tiempo de tratamiento es inferior comparado con el resto de técnicas, aumentando la ventaja conforme aumenta el número de metástasis, debido a que podemos irradiar varias metástasis usando un único isocentro. Finalmente, hemos creado una plantilla específica para los tratamientos de radiocirugía en el planificador donde se incluyen los giros de mesa, colimador y gantry, así como la dirección de giro del gantry para optimizar el tiempo de tratamiento y evitar arcos con combinaciones de giros que no puedan ser administrados.

Conclusiones

La técnica VMAT con múltiples arcos no coplanares y un único isocentro proporciona distribuciones de dosis precisas y de alta calidad para los tratamientos de radiocirugía intracraneal.

Bibliografía

- [1] A Serna, F Mata, V Puchades, D Ramos. *Uso de Arcos Coplanares VS No Coplanares con Técnica VMAT en el Tratamiento de Metástasis Intracraneales*. . XIII Congreso de la Sociedad Española de Radiocirugía. San Sebastián. 2012
- [2] Paddick, I. *A simple scoring ratio to index the conformity of radiosurgical treatment plans*. *Technical note. J. Neurosurg.* 93 (3):219–22; 2000.
- [3] Shaw E, Kline R, Gillin M, et al. Radiation Therapy Oncology Group:Radiosurgery quality assurance guidelines. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 27:11231-0; 1993
- [4] Paddick I, Lippitz B. *A simple dose gradient measurement tool to complement the conformity index*. *J Neurosurg* 105: 194-201, 2006
- [5] Soisson ET, Mehta MP, Tomé WA. A Comparison of Helical Tomotherapy to Circular
- [6] Collimator-Based Linear-Accelerator Radiosurgery for the Treatment of Brain Metastases. *Am J Clin Oncol* 34:388-94, 2011
- [7] Peñagaricano JA, Yan Y, Shi C, et al. Dosimetric comparison of Helical Tomotherapy and Gamma Knife Stereotactic Radiosurgery for single brain metastasis. *Radiother Oncol* 1:26, 2006

EVALUACIÓN DE LA PRECISIÓN DEL DISPOSITIVO ARCHECK Y DEL SOFTWARE 3DVH EN LA ESTIMACIÓN DE LA DOSIS EN EL ISOCENTRO PARA IMRT-QA

García Vicente F, Rodríguez Martín G, Bermúdez Luna R, Roch González M, Pérez González L y Torres Escobar JJ

Servicio de Oncología Radioterápica-Sección Radiofísica. Instituto de Investigación Sanitaria Princesa. Hospital Universitario de la Princesa. Madrid.

Correspondencia: fgarcia.hlpr@salud.madrid.org

Palabras clave: IMRT, control de calidad, HDV

Introducción y objetivos

El objetivo de este trabajo es analizar la precisión del equipo de verificación ArcCHECK y del software 3DVH (Sun Nuclear, Melbourne, Florida, EEUU) en la estimación de la dosis en el isocentro para el control de calidad de Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) en cáncer de próstata. El software 3DVH utiliza las medidas del ArcCHECK para calcular la dosis administrada en el TC del paciente a través de un algoritmo de cálculo basado en la convolución del Terma con núcleos de deposición de energía y una correspondencia geométrica en la volumetría del TC (Nelms 2012). Con la aparición comercial de este programa, se posibilita la comparación volumétrica en el estudio de Tomografía Computarizada (TC) del paciente, de las dosis calculadas por el planificador y las obtenidas por el software a partir de las medidas del dispositivo. Este trabajo pretende ser un primer test para la incorporación integral del software 3DVH en el control de calidad de IMRT basado en comparación de histogramas dosis volumen, en detrimento tanto del análisis gamma como de la medida de la dosis en el isocentro.

Material y métodos

El equipo ArcCHECK es un dispositivo cilíndrico de verificación de tratamientos de IMRT que consta de 1386 diodos dispuestos en un array helicoidal localizado a una profundidad efectiva de 2,9 cm de la superficie. Este equipo, que por diseño es hueco, puede alojar un inserto para la medida de dosis con cámara de ionización en distintos puntos de su interior. Dicha medida se ha realizado utilizando una microcámara de ionización Pint-Point 310014 (PTW, Freiburg, Alemania). La evaluación de la precisión del software 3DVH versión 2.2 se ha realizado a través de un estudio retrospectivo de una serie de 35 pacientes de cáncer de próstata planificados con el equipo Xio 4.62 (Elekta CMS Software, Estocolmo, Suecia) y tratados con la técnica de IMRT "sliding window" en un acelerador Clinac 2100 C/D (Varian Inc, Palo Alto California). Se han comparado los datos obtenidos con nuestro protocolo de verificación de tratamientos de IMRT, que incluye tanto medidas de correspondencia de la distribución de dosis en la posición del array a través del análisis gamma, como medida de dosis con cámara de ionización en el isocentro, con los resultados del cálculo del software analizado.

Resultados y discusión

La diferencia media entre la dosis medida con la cámara y la calculada con el software fue de +1,3% con un rango de variación -0,5% a +2,4% y una desviación estándar de 0,8%. Para la misma serie la diferencia media entre la cámara y el planificador fue de +0,2% con un rango de variación de +1,6% a -1,6% y una desviación estándar de 0,7%. La ligera infraestimación de la dosis por parte del sistema analizado puede ser debida a múltiples factores muy difíciles de controlar por parte del usuario ya que incluyen todos los aspectos de la metrología del equipo de adquisición, del procesado de los datos medidos así como del algoritmo de cálculo de dosis del software.

Conclusiones

El conjunto ArcCheck-3DVH ofrece una estimación de la dosis absoluta en el isocentro con la suficiente exactitud y precisión como para poder prescindir de la medida con cámara de ionización en nuestro protocolo de verificación pretratamiento de IMRT en cáncer de próstata. Asimismo se ha obtenido una primera evaluación positiva para el uso integral del software 3DVH en el control de calidad de IMRT basado en comparación de histogramas dosis volumen.

Bibliografía

[1] Nelms BE, Opp D, Robinson J, Wolf TK, Zhang G, Moros E, Feygelman V. VMAT QA: measurement-guided 4D dose reconstruction on a patient. Med Phys. 2012 Jul;39(7):4228-38.

UN NUEVO CONCEPTO EN RADIOTERAPIA: FRACCIONAMIENTO ESPACIAL EN TERAPIA CON PROTONES

Prezado Alonso Y¹ y Fois G²

¹CNRS, IMNC. Orsay. Francia.

²University of Cagliari. Italia

Correspondencia: prezado@imnc.in2p3.fr

Introducción y objetivos

En los últimos años varios experimentos con animales han mostrado que la combinación de tamaños de campo pequeños y un fraccionamiento espacial de la dosis empleada en algunas técnicas de radioterapia (RT) con radiación sincrotrón, como la RT con minihaces, conducen a un incremento significativo de las dosis de tolerancia de los tejidos sanos [1, 2]. El objetivo de este trabajo es evaluar la viabilidad de una nueva modalidad de radioterapia: radioterapia con minihaces de protones (pMBRT). La finalidad de esta prueba de concepto es la estimación de la posible ganancia en la preservación de los tejidos sanos de pMBRT, lo cual podría usarse para depositar dosis más altas y potencialmente curativas en casos clínicos en los que las tolerancias de los tejidos son un límite para los métodos convencionales.

Material y métodos

En las técnicas de RT con fraccionamiento espacial los perfiles de dosis siguen un patrón de picos y valles [1, 2]. El cociente entre las dosis pico y las dosis valle (PVDR) es un parámetro dosimétrico muy relevante: valores PVDR altos conducen a la preservación de los tejidos [3]. En este trabajo se emplearon simulaciones Monte Carlo (GATE v.6) como método de cálculo de los PVDR de peines de minihaces de protones de 0.7 mm de anchura a diferentes profundidades en un maniquí de agua. Se evaluaron dos energías del haz de protones: una energía empleada hoy en día en la clínica (105 MeV) y un haz de muy alta energía (1 GeV), que proporciona una difusión lateral muy reducida.

Resultados y discusión

pMBRT proporciona valores más altos o de igual magnitud a los obtenidos en RT con minihaces con radiación sincrotrón. Además para las dos energías estudiadas, las penumbras son menores que en el caso de radiocirugía con Gamma Knife.

Conclusiones

Los altos valores de PVDR obtenidos y las reducidas penumbras en comparación con las técnicas de radiocirugía existentes, sugieren una potencial ganancia en la preservación de los tejidos sanos con esta nueva técnica. Se necesitan estudios preclínicos para evaluar los efectos biológicos de pMBRT en los tejidos tumorales y normales.

Bibliografía

- [1] E. Brauer et al., Mut. Research-Reviews Mut. Research 704 (2009) 160-6.
- [2] Y. Prezado et al., J. Synchr. Radiat. 19 (2012) 60-5.
- [3] A. Dilmanian et al., Neuro. Oncol. 4 (2002) 26-38.

LA RADIOTERAPIA CON MODULACIÓN DE INTENSIDAD (IMRT) REDUCE LAS COMPLICACIONES RECTALES DERIVADAS DEL TRATAMIENTO RADIOTERÁPICO DEL CÁNCER DE PRÓSTATA

García Vicente F¹, Zapatero Laborda A², Rodríguez Martín G¹, Martín de Vidales C², Bermúdez Luna R¹, Leaman Alcívar O², Pérez González L¹, Cruz Conde A², Liñán Díaz O² y Torres Escobar JJ¹

¹Servicio de Oncología Radioterápica – Sección Radiofísica Hospital Universitario de La Princesa. Instituto de Investigación Sanitaria Princesa. Madrid.

²Servicio de Oncología Radioterápica Hospital Universitario de La Princesa. Instituto de Investigación Sanitaria Princesa. Madrid.

Correspondencia: manjon@us.es

Palabras clave: Toxicidad, IMRT, Próstata

Introducción y objetivos

La importancia de la escalada de dosis en el tratamiento radioterápico del cáncer de próstata (CP) ha sido establecida en ensayos fase I y fase II por varias instituciones (Hanks (1998), Zelefsky, (1998)). Esta progresiva intensificación de dosis ha sido posible gracias a la aparición de técnicas de ultraconformación como la IMRT que limitan la dosis a los tejidos sanos que rodean la glándula. En concreto Zelefsky (2006) publica una toxicidad rectal mínima en una larga serie de pacientes tratados con 81 Gy. En nuestro centro se viene desarrollando desde el año 1994 un protocolo de escalada de dosis en el tratamiento del CP. En 2007, con una mediana de dosis en próstata de 78.7 Gy se implementó la técnica IMRT. El objetivo de este análisis es evaluar con un seguimiento adecuado la incidencia de complicaciones rectales y conocer de forma cuantitativa y con evidencia estadística si el patrón de toxicidad gastrointestinal (GI) nos permite continuar con el siguiente nivel de escalada de dosis.

Material y métodos

En este estudio se han analizado 562 pacientes pertenecientes a la serie completa de 890 pacientes con CPT1-T3N0M0, tratados en nuestro centro con radioterapia externa entre los años 1994 y 2012. Los criterios de selección han sido: 1) dosis prescrita igual ó mayor a 72 Gy, 2) no irradiación pélvica y 3) seguimiento mínimo 12 meses. La mediana de seguimiento fue de 84 meses para los 386 pacientes tratados con 3D-CRT y de 31 meses para los 176 pacientes tratados con IMRT. Las complicaciones analizadas en este estudio han sido: sangrado rectal, tenesmo, incontinencia rectal, dolor y diarrea, tanto agudas (las que aparecen durante ó hasta 3 meses después de finalizado el tratamiento) como tardías, de acuerdo a la escalas de toxicidad EORTC y CTC v.4. El análisis estadístico se ha llevado a cabo con el software SPSS mediante correlación cruzada utilizando la Chi-cuadrado de Pearson para el cálculo de la p, entendiendo significativo el test con p<0.05.

Resultados y discusión

Los resultados están reflejados en la tabla I. Tanto la incidencia de complicaciones agudas como tardías se ha visto reducida en la serie de IMRT (excepto la agudas de grado > 2, sin significación estadística) a pesar de la mayor dosis a la que se ha irradiado el PTV. Además casi todas las complicaciones son muy leves (grado 1), siendo las de nivel 2 ó superior inferiores al 3 % en la serie de IMRT. Se confirma el sangrado rectal tardío como la complicación mas prevalente, manteniéndose en la serie de IMRT en un 2.3% los de grado 2, no apareciendo sangrado grado 3 ó 4.

	3D-CRT	IMRT	p
GI AGUDA	50.0 %	36.1%	0.005
GI AGUDA ≥2	3.1 %	5.1%	0.470
GI CRONICA	30.2 %	22.1%	0.043
GICRONICA ≥2	9.1 %	2.8%	0.008
Sangrado rectal ≥2	6.5 %	2.3%	0.037

Tabla I. Resultados del análisis estadístico

Conclusiones

El empleo de IMRT para el tratamiento de CP en nuestro centro ha reducido en un factor 3 las complicaciones gastrointestinales crónicas mostrando un perfil de toxicidad muy bajo. Este resultado nos permite ascender con seguridad al siguiente nivel de dosis en nuestro protocolo de escalada para el tratamiento del CP con radioterapia externa.

Bibliografía

- [1] Hanks GE, Hanlon AL, Schultheiss TE, Pinover WH, Movsas B, Epstein BE, Hunt MA.
- [2] Doseescalation with 3D conformal treatment: five year outcomes, treatment optimization, and future directions. *Int J RadiatOncolBiol Phys.* 1998 Jun 1;41(3):501-10.
- [3] Zelefsky MJ, Leibel SA, Gaudin PB, Kutcher GJ, Fleshner NE, Venkatramen ES, Reuter VE, Fair WR, Ling CC, Fuks Z. Dose escalation with three-dimensional conformal radiation therapy affects the outcome in prostate cancer. *Int J RadiatOncolBiolPhys.* 1998 Jun 1;41(3):491-500.
- [4] Zelefsky MJ, Chan H, Hunt M, Yamada Y, Shippy AM, Amols H. Long-term outcome of high dose intensity modulated radiation therapy for patients with clinically localized prostate cancer. *J Urol.* 2006 Oct;176(4 Pt 1):1415-9.

VALIDACIÓN Y EXPERIENCIA DE UN AÑO CON UN SOFTWARE DE CÁLCULO INDEPENDIENTE PARA CAMPOS VMAT

Mata Colodro F, Serna Berná A, Puchades Puchades V y Ramos Amores D

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario Santa Lucía. Región de Murcia.
Correspondencia: jfmata@gmail.com

Palabras clave: VMAT, Diamond, cálculo redundante independiente, validación

Introducción y objetivos

Está ampliamente aceptado que en el proceso de control de calidad previo a cualquier tratamiento debe incluirse un cálculo redundante e independiente (CRI) de la dosis o las unidades monitor obtenidas por el planificador de tratamientos. En el caso de tratamientos con radioterapia conformada 3D (3D CRT) estos cálculos podrían incluso realizarse manualmente utilizando datos dosimétricos básicos. Sin embargo, para campos de intensidad modulada se requiere un software más complejo. Diamond (PTW) es una aplicación que además de campos convencionales, permite calcular campos con modulación de intensidad y, en concreto, campos VMAT (volumetric modulated arc therapy). En este trabajo se presentan la validación y los resultados tras un año de experiencia clínica con campos VMAT.

Material y métodos

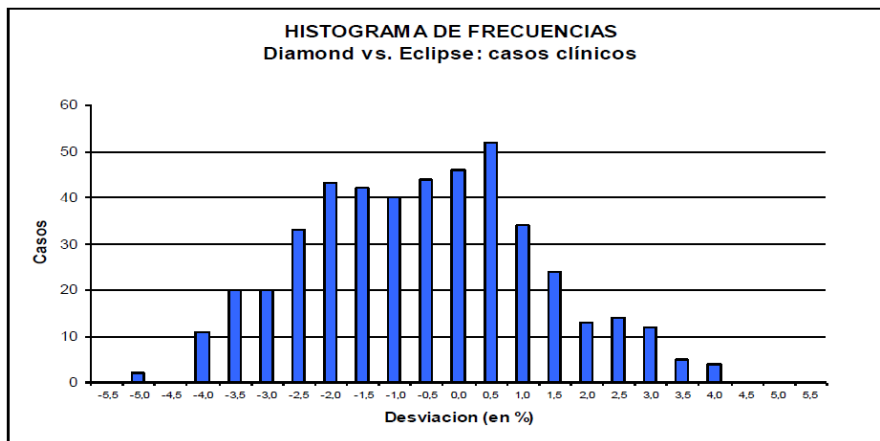
1. Validación: Diamond requiere un proceso de modelado usando medidas experimentales distintas de las realizadas para el Planificador. La validación para campos estáticos se basó en recomendaciones de la ESTRO. Para la validación en la técnica VMAT, se seleccionó un conjunto de 59 planes aceptados clínicamente y usados en tratamiento, correspondientes a distintas localizaciones anatómicas. El planificador usado fue Eclipse v10.0, con el algoritmo AAA (analytical anisotropic algorithm). El método de validación presentado parte de los planes calculados en Eclipse; estos planes se recalcularon en un maniquí cilíndrico de material plástico y composición homogénea. Seguidamente, fueron exportados a Diamond, donde se llevó a cabo el cálculo de dosis en un punto (usualmente el isocentro). Por otra parte, se realizaron medidas de dosis en isocentro con cámara pin point (PTW-31016) en el maniquí. Los resultados se analizaron obteniendo las desviaciones promedio y los valores de la desviación estándar para comparaciones de Diamond frente a medidas experimentales y planificador.

2. Experiencia clínica: En un año se realizaron 459 planes VMAT todos ellos usados para tratamiento. Estos planes fueron agrupados por localización (abdomen, próstata, pelvis, tórax, pulmón, cerebro, cabeza y cuello, radiocirugía, SBRT de pulmón y miscelánea). El procedimiento usado para su verificación consistió en recalcular el plan en el conjunto de imágenes del paciente, sin corrección por heterogeneidad y se exportó a Diamond, incluyendo en la exportación el contorno corporal. Esto último permite obtener SSD y profundidades de cálculo, para cada punto de control (177 para un giro completo). Se compararon los resultados obtenidos tanto en global como por localizaciones, obteniendo desviaciones promedio junto con sus respectivas desviaciones estándar.

Resultados y discusión

1. Validación: Para comparación entre Diamond y medidas experimentales se obtuvo una desviación promedio de $-0,2 \pm 1,7\%$. Sólo 2 de los 59 valores presentaron una desviación superior a $\pm 3,5\%$ (+5,1 y -4,6%). Un ajuste lineal dio un coeficiente de correlación de 0,9945. La misma comparación entre Diamond y Eclipse nos da un valor de $0,0 \pm 1,6\%$, el coeficiente de correlación fue 0,9951. Se adjunta una tabla resumen con los resultados por localizaciones.

2. Experiencia clínica: Se obtuvo una desviación media entre Diamond y Eclipse de $-0,3 \pm 1,9\%$ para el total de los planes. Un ajuste lineal dio un coeficiente de correlación de 0,9991, la distribución de las desviaciones para el total de planes se muestra en la figura. Se obtuvieron desviaciones mayores que $\pm 4\%$ en 6 planes y la desviación máxima de 5,0% se obtuvo en un único plan. Cabe señalar que en el proceso de validación fue elegido un punto de cálculo diferente al isocentro en un único caso, para evitar regiones de gradiente de dosis elevado. Esto mismo se hizo en 7 planes clínicos. Además, dos planes de validación y 8 planes de tratamiento se han recalculado en un maniquí alternativo, debido a que la forma en que Diamond y Eclipse consideran el medio dispersor, hace que, en determinados casos, puedan surgir diferencias no despreciables en la contribución de la componente dispersa a la dosis total en el punto. Esto sucede debido a que, mientras en el planificador el medio dispersor viene definido por el contorno del paciente, en Diamond solo se utiliza este contorno para obtener SSD y profundidad, siendo infinito el medio dispersor considerado. Por ello en casos en los que parte del campo quedase fuera del maniquí o en los que el contorno del paciente fuese pequeño (p. ej. el contorno del cuello), las diferencias entre ambas dispersas pueden no ser despreciables. La utilización de maniqués para evitar incertidumbres generadas por el propio proceso de verificación está descrita en la literatura.



Resultados Validación: Diamond vs. Eclipse/Diamond vs. Medidas

GRUPO	Plans	Desviación promedio		Desviación estandar	
		D vs. E	D vs. M	D vs. E	D vs. M
PROSTATA -SIB	16	-0,4%	-0,7%	0,7%	0,8%
PROSTATA-LR	8	0,6%	0,7%	1,2%	1,6%
ORL- SIB	7	0,5%	0,1%	2,9%	2,9%
PELVIS	12	0,0%	-0,2%	1,4%	1,5%
CEREBRO	5	-0,2%	-0,2%	2,0%	1,3%
PULMON	7	0,2%	0,5%	2,1%	2,0%
RESTO	4	-1,0%	-1,2%	1,6%	2,2%
TOTAL	59	0,0%	-0,2%	1,6%	1,7%

Conclusiones

En el proceso de validación, la concordancia entre Diamond, tanto con las medidas experimentales como con Eclipse, puede ser interpretado como una ausencia de errores sistemáticos. Tras un año de experiencia clínica los resultados obtenidos son muy similares a los obtenidos en la validación. Esto nos llevó a considerar Diamond una herramienta valiosa para el control de calidad en los planes de VMAT.

ÁNALISIS DEL MODELO DE SEGUIMIENTO DE LESIONES PULMONARES DEL SISTEMA CYBERKNIFE

Floriano Pardal A, Santa-Olalla I, y Sánchez-Reyes A

Servicio de Física Médica. Unidad Radiocirugía y radioterapia robotizada Cyberknife. Grupo IMO. Madrid.

Correspondencia: afloriano@grupoimo.com

Palabras clave: Hipofraccionamiento pulmón, SBRT, Cyberknife, sistema de seguimiento

Introducción y objetivos

El sistema CyberKnife VSI tiene la capacidad de realizar tratamientos de lesiones que se mueven con la respiración a través del sistema de seguimiento Synchrony, compensando a través del brazo robotizado la respiración del paciente, y permitiendo así la reducción de márgenes en el volumen de tratamiento (PTV) [1]. El seguimiento del tumor está basado en un modelo de correspondencia entre las posiciones de marcas fiduciales internas previamente introducidas en el paciente, y las posiciones externas de emisores infrarrojos colocados sobre el paciente. Dicho modelo lleva asociado unos errores que deben ser tenidos en cuenta. El objetivo del trabajo es doble: por un lado estudiar el movimiento de los PTV en función de la localización, y por otro analizar los errores asociados a este modelo respiratorio.

Material y métodos

Doce pacientes de pulmón con lesión única tratados en fraccionamientos de 3 fracciones x 20Gy, o 5 fracciones x 12Gy fueron analizados. Para ello fue necesario el examen de varios archivos generados por el sistema durante la realización del tratamiento, de los que es posible obtener la posición de las marcas internas durante una imagen en vivo, así como el error de correlación global asociado a ese punto dentro del modelo respiratorio utilizado. El sistema genera un modelo de correlación para cada eje del espacio (anterior-posterior, superior-inferior, izquierda-derecha), que puede ser lineal o cuadrático. Para cada modelo de forma independiente se obtiene el error de correlación, que estaría definido como la diferencia entre la posición predicha por el modelo teórico y la posición real. El error de correlación global utilizado sería:

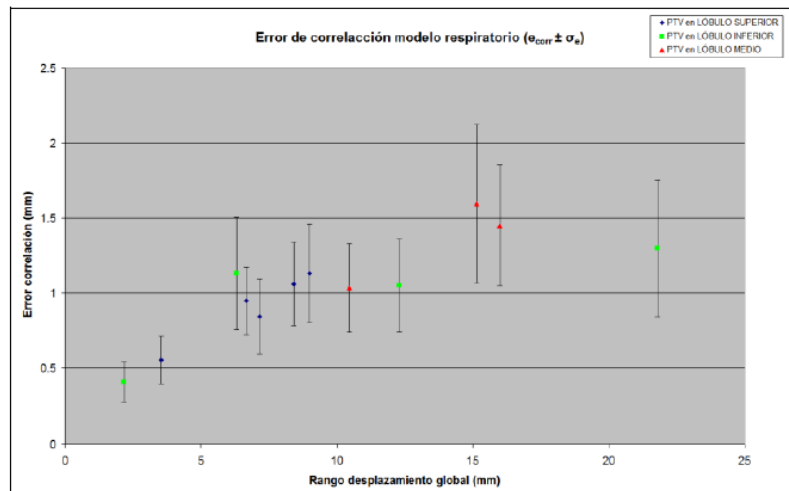
$$e_{corr} = \sqrt{e_x^2 + e_y^2 + e_z^2}$$

A su vez, se analizó el rango de movimiento de las lesiones en cada eje, definido como el rango medio de los diferentes modelos generados para cada una de las sesiones de tratamiento, así como la posición del volumen dentro del pulmón, clasificándolos en lóbulo superior, medio o inferior, ya que según diversos autores, esta es el eje donde se producen mayores variaciones en el desplazamiento durante el ciclo respiratorio.

Resultados y discusión

Varios son los resultados obtenidos del análisis de movimiento y de los errores asociados al modelo respiratorio utilizado para el seguimiento. Por un lado, se comprobó que el eje donde se produce mayor movimiento para esta muestra es el superior-inferior, aunque los rangos de dicho movimiento son muy variables y dependientes de la respiración de cada paciente (y de la posición exacta del PTV) más que de la posición en el eje superior-inferior. Los datos para los rangos medios (R_m) para cada eje fueron (valor medio \pm 1 desviación estándar): $R_{m \text{ sup-inf}} = 8.3 \pm 6.3$ mm; $R_{m \text{ ant-post}} = 3.4 \pm 1.4$ mm; $R_{m \text{ dech-izqd}} = 2.7 \pm 0.9$ mm. En la gráfica se muestran los valores medios de e_{corr} en función del rango global de movimiento y de la posición del tumor dentro del pulmón para cada paciente.

El valor medio del error de correlación de todos los modelos analizados fue ($\pm\sigma$) 1.06 ± 0.75 , en consonancia con lo publicado previamente por otros autores [2], sin observar una alta dependencia entre el rango de desplazamiento de la lesión y el error de correlación del modelo asociado. Estos datos deben de ser tenidos en cuenta a la hora de determinar los márgenes necesarios para la creación del PTV.



Conclusiones

Nuestros resultados muestran que los movimientos de las lesiones influenciadas por la respiración son muy dependientes de cada paciente, siendo el eje superior-inferior el de mayor desplazamiento. A su vez, hemos obtenido los errores de correlación usado por el modelo de seguimiento, que son útiles a la hora de determinar los errores del modelo y los márgenes necesarios a la hora de crear el PTV. Nuestros resultados son comparables a los de otros autores. Un mayor número de pacientes será necesario para determinar si existe alguna relación entre el desplazamiento global y el error de correlación asociado al modelo.

Bibliografía

- [1] Seppenwoolde Y, Berbeco R, Nishioka D, et al. Accuracy of tumor motion compensation algorithm from a robotic respiratory tracking system: A simulation study. *Med Phys.* 34 (7). July 2007.
- [2] Kilby W, Main W, Dieterich S, et al. In-vivo assessment of the Synchrony Respiratory Tracking System accuracy. Fifth Annual CyberKnife Users Meeting, Carlsbad, CA. 2005

VERIFICACIÓN DEL ESTADO DE REFERENCIA DEL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN BRAINSCAN® MEDIANTE PELÍCULA RADIOCRÓMICA GAFCHROMIC® EBT3

Vázquez Vázquez R, Ambroa Rey EM, Giménez Insua M, Luna Vega V, Mosquera Sueiro J, Lobato Busto R, Sánchez García M, Otero Martínez C y Pombar Cameán M

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela (CHUS). Santiago de Compostela. A Coruña.

Correspondencia: ruben.vazquez.vazquez@sergas.es

Palabras clave: Película radiocrómica, radiocirugía, PencilBeam, EBT3

Introducción y objetivos

El anexo II del R.D 1566/1998 [1] establece las pruebas para fijar el estado de referencia inicial en los equipos de planificación (Tabla II.E). Coincidiendo con la puesta en marcha en nuestro servicio de las películas Gafchromic®EBT3, se ha decidido medir el estado de referencia de un planificador de radiocirugía Brainscan® con este nuevo detector, y compararlo con el estado de referencia inicial, que se había establecido usando película radiográfica.

Material y métodos

Se comprobó la validez para las películas Gafchromic®EBT3 el protocolo de irradiación empleado hasta ese momento con sus antecesoras, las películas Gafchromic®EBT2.

La curva de calibración se obtuvo aplicando un modelo basado en la teoría de percolación [2], usando un software desarrollado en nuestro servicio. El ajuste se realizó a 12 puntos, irradiando, en un intervalo de entre 0 UM y 500 UM, pedazos de película Gafchromic®EBT3 insertados en un maniquí formado por planchas de RW3. Se monitorizó la dosis con una cámara Farmer PTW TM30013.

Usando el programa de análisis de PTW Verisoft, se compararon las distribuciones de dosis en los siguientes supuestos:

- Incidencia ortogonal
- Incidencia no ortogonal (gantry a 45°)
- Maniquí heterogéneo
- Campo asimétrico e irregular
- Distintas incidencias en un maniquí cilíndrico

Resultados y discusión

Las desviaciones entre las distribuciones de dosis calculadas con el planificador y las medidas con las nuevas placas radiocrómicas, para los distintos casos, son compatibles con las tolerancias que aparecen en el R.D. 1566/1998, exceptuando el caso del maniquí heterogéneo, especialmente en la zona de transición. Esto es debido a que el planificador Brainscan® usa un algoritmo de cálculo PencilBeam, el cual tiene dificultades a la hora de calcular correctamente la dosimetría en estas situaciones.

Conclusiones

La utilización de las nuevas películas Gafchromic®EBT3 para comparar el estado de referencia actual del planificador Brainscan® con el estado de referencia inicial ha sido exitosa. Este nuevo detector muestra un comportamiento similar a su antecesora (Gafchromic®EBT2), aunque sin los inconvenientes derivados de la construcción de las mismas.

Bibliografía

- [1]R. D. 1566/1998, de 17 de julio, “por el que se establecen los criterios de calidad en Radioterapia”. B.O.E del 28 de agosto de 1998, nº206
- [2] Del Moral F. et al. From the limits of the classical model of sensitometric curves to a realistic model based on the percolation theory for GafChromic®EBT films. Med. Phys. 36, 4015-4026 (2009)

SIMULACIÓN Y PLANIFICACIÓN DE UN TRATAMIENTO DE MAMA CON CONTROL RESPIRATORIO

Pinto Monedero M¹, Martínez Ortega J¹, Castro Tejero P¹, de la Fuente Alonso C² y Regueiro Otero C²

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda. Majadahonda. Madrid.

²Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda. Majadahonda. Madrid.

Correspondencia: maria.pinto.mpm@gmail.com

Palabras clave: Mama, control respiratorio, planificación

Introducción y objetivos

El tratamiento radioterápico con haces de fotones del cáncer de mama en estadios I y II es una técnica consolidada. Los riesgos principales del tratamiento derivan de la irradiación no deseada de tejido pulmonar y cardiaco [1,2,3]. Diversos estudios previos han señalado que las técnicas de control respiratorio suponen un beneficio en la protección de volumen pulmonar y cardiaco, y, por tanto, implicaría una reducción en el riesgo de mortalidad y morbilidad asociado a daño pulmonar y cardiaco. [4]. El objetivo de este trabajo es comprobar si existe un beneficio dosimétrico de los tratamientos de mama con control respiratorio, tal y como refleja la bibliografía.

Material y métodos

Se seleccionó una paciente de 28 años de edad, diagnosticada de un carcinoma mamario infiltrante de tipo ductal localizado en el cuadrante superoexterno de la mama izquierda. La paciente presentaba un ciclo respiratorio muy regular y se mostró colaboradora durante la simulación. La simulación se realizó con un tomógrafo computarizado (TC) Toshiba Aquilion (Toshiba Medical Systems, Otawara, Japón) con sistema de control respiratorio Varian RPM (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) versión 1.6.5. Se empleó la técnica de sincronización respiratoria denominada *gating* prospectivo, con la que se tomaron imágenes en fase de inspiración, con un ancho de ventana de adquisición entre 90 % y 10 % del ciclo. También se adquirieron imágenes TC en respiración libre sin control respiratorio para la planificación del tratamiento convencional. Los volúmenes fueron delimitados mediante el programa FocalPro versión 4.6.2 (Elekta Oncology Systems, Crawley, Reino Unido). La dosis de prescripción fue 50 Gy en 25 sesiones a la media del volumen blanco de planificación (PTV). Se consideraron dos casos: tratamiento únicamente de la mama y tratamiento incluyendo los ganglios supraclaviculares, para cada uno de los cuales se realizaron dos planificaciones, con y sin control respiratorio, mediante el planificador XiO versión 4.62 (Elekta) y el algoritmo de cálculo "Superposition". Las planificaciones fueron realizadas por un único usuario siguiendo el mismo planteamiento: haces tangenciales de 6 MV para la mama, con segmentos de 15 MV para conseguir una distribución de dosis homogénea. En el caso del volumen supraclavicular, se utilizaron haces anteroposteriores ligeramente oblicuados de 15 MV.

Resultados y discusión

En ambos tratamientos se observa, al utilizar control respiratorio, una disminución de la dosis recibida por el pulmón ipsilateral, para una misma cobertura del volumen blanco de planificación (ver figura 1 y tabla 1). En el tratamiento exclusivo de la mama, se obtiene una reducción del V20 (volumen de pulmón que recibe una dosis igual o superior a 20 Gy) de 2,3 puntos porcentuales y una disminución de la dosis media de 1,0 Gy. En el tratamiento de la mama y los ganglios supraclaviculares se observa una reducción del V20 de 3,0 puntos porcentuales y una disminución de la dosis media de 1,2 Gy.

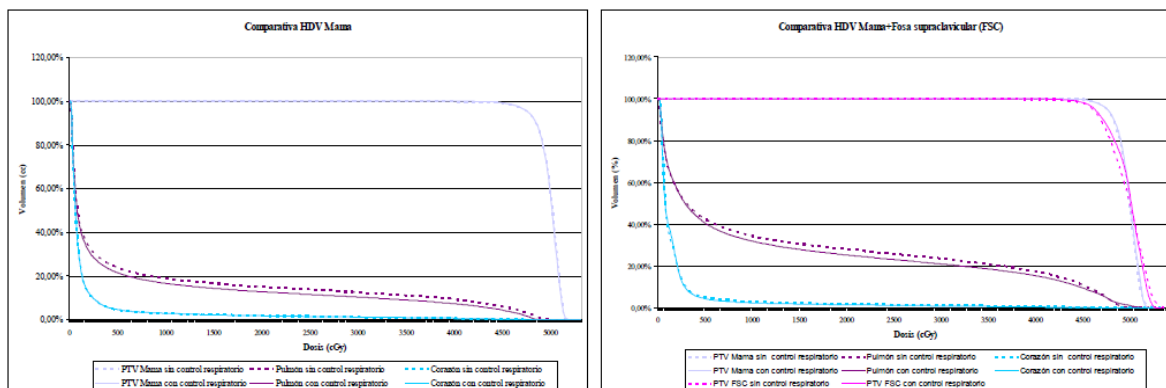


Figura 1: Histograma dosis-volumen (HDV) del tratamiento de la mama y la mama con ganglios supraclaviculares (FSC) sin control respiratorio y control respiratorio.

	Sin control respiratorio	Con control respiratorio	
Mama	Pulmón Izqdo. V10	19,0%	16,6%
	Pulmón Izqdo. V20	15,1%	12,8%
	Pulmón Izqdo. D _{media}	7,7 Gy	6,7 Gy
	Pulmones D _{media}	3,8 Gy	3,3 Gy
	Corazón D _{media}	1,8Gy	1,8 Gy
	PTV Mama D _{media}	50,1 Gy	50,0 Gy
Mama+FSC	Pulmón Izqdo. V10	34,6%	31,9%
	Pulmón Izqdo. V20	28,2%	25,2%
	Pulmón Izqdo. D _{media}	13,7 Gy	12,5 Gy
	Pulmones D _{media}	6,7 Gy	6,1 Gy
	Corazón D _{media}	2,2 Gy	2,0 Gy
	PTV FSC D _{media}	49,7 Gy	49,5 Gy

Tabla I: Resumen de los parámetros más significativos del HDV

Conclusiones

Este estudio pone de manifiesto el beneficio potencial de los tratamientos de cáncer de mama con control respiratorio en la reducción de la dosis pulmonar. Tanto en el tratamiento de la mama exclusiva como en el tratamiento con los ganglios supraclaviculares incluidos se observa una reducción del V10 y V20, así como la dosis media en pulmón.

Bibliografía

[1] Pedersen N, Korreman S, Nyström H, Specht L. Breathing adapted radiotherapy of breast cancer: reduction of cardiac and pulmonary doses using voluntary inspiration breath-hold. Radiother Oncol 2004;72:53-60.
 [2] Frazier RC, Vicini F.A, Sharpe M.B, Yan D, Fayad J, Baglan K.L et al. Impact of breathing motion on whole breast radiotherapy: a dosimetric analysis using active breathing control. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2004;58(4):1041-7.
 [3] Jagsi R, Phil D, Moran J.M, Kessler M.L, Marsch R.B, Balter J.M et al. Respiratory motion of the heart and positional reproducibility under active breathing control. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2007;68(1):253-8.
 [4] Korreman S.S, Pedersen A, Aarup L.R, Notttrup T.J, Specht L, Nyström H. Reduction of cardiac and pulmonary complication probabilities after breathing adapted radiotherapy for breast cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2006;65(5):1375-80.

CÁLCULO MONTE CARLO DE DOSIS EQUIVALENTE A ÓRGANOS EN UN TRATAMIENTO DE PRÓSTATA CON BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA

Candela-Juan C¹, Vijande J², Granero D³, Ballester F², Pérez-Calatayud J⁴, Rivard MJ⁵

¹ Servicio de Protección Radiológica. Hospital Universitario y Politécnico La Fe. Valencia

² Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universitat de València. Burjassot. Valencia.

³ Servicio de Radiofísica. ERESA Hospital General Universitario. Valencia.

⁴ Servicio de Radioterapia. Hospital Universitario y Politécnico La Fe. Valencia.

⁵ Department of Radiation Oncology. Tufts University School of Medicine. Boston. Massachusetts. USA.

Correspondencia: ccanjuan@gmail.com

Palabras clave: Braquiterapia, HDR, próstata, Monte Carlo, dosis equivalente

Introducción y objetivos

El objetivo de este estudio fue obtener dosis equivalentes en órganos radiosensibles cuando se aplica braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR) con fuentes de ⁶⁰Co o ¹⁹²Ir a un carcinoma localizado de próstata. Los resultados se comparan con los publicados en la literatura sobre tratamientos con protones y con radioterapia de intensidad modulada (IMRT).

Material y métodos

Se utilizó el código Geant4 para el estudio Monte Carlo (MC), con un maniquí voxelizado tomado de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) en su publicación 110, el cual reproduce la masa y tamaño de un hombre adulto de referencia, tal y como se describe en la publicación 89 de la ICRP. Se situaron fuentes puntuales de ⁶⁰Co o ¹⁹²Ir en el centro de la próstata emitiendo fotones correspondientes a los espectros energéticos de las fuentes de HDR utilizadas en los tratamientos. Los resultados fueron corregidos para tener en cuenta las diferencias entre una situación clínica real en la que la fuente se sitúa en diversas posiciones durante diferentes periodos de tiempo y la que hemos supuesto en nuestro estudio en el que la fuente se coloca en una sola posición en el centro de la próstata. Con ello, se obtuvo la dosis equivalente en órganos por dosis absorbida prescrita (dosis en la próstata). Las simulaciones fueron repetidas para un maniquí homogéneo de agua.

Resultados y discusión

Para los órganos más cercanos considerados (vejiga, recto, testículos, intestino delgado y colon), la dosis equivalente debida a la fuente de ⁶⁰Co es menor (del 8% al 19%) que la del ¹⁹²Ir. Sin embargo, al aumentar la distancia, la dosis absorbida para el cobalto es mayor, debido a una mayor penetración de los rayos gamma. El resultado global es que la dosis efectiva por dosis absorbida prescrita en un tratamiento con ⁶⁰Co (11.1 mSv/Gy) es menor que la de uno con ¹⁹²Ir (13.2 mSv/Gy). Por otro lado, las dosis equivalentes en órganos del maniquí homogéneo y del heterogéneo fueron muy similares para aquéllos que distan de la próstata menos de 30 cm y su densidad es similar a la del agua. Para distancias mayores, la diferencia del efecto fotoeléctrico entre agua y tejido blando, así como la aparición de otros materiales como aire, hueso o pulmones, produjo variaciones de la dosis equivalente entre ambos maniquíes que llegaron hasta el 35%. Finalmente, la dosis efectiva por dosis absorbida prescrita en un tratamiento de IMRT y de protones fue muy similar a la de ambas fuentes de braquiterapia de HDR, presentando estas dos últimas más ventajas que la radioterapia externa para los órganos más alejados.

Conclusiones

En este trabajo se proporcionan datos de dosis equivalentes en órganos cuando se aplica braquiterapia de HDR a la próstata, tanto con fuentes de ⁶⁰Co como de ¹⁹²Ir. De acuerdo con consideraciones físicas, el ¹⁹²Ir presenta a largas distancias más ventajas dosimétricas que el ⁶⁰Co, pero no en las cercanas. La dosis equivalente a órganos sanos alejados (por unidad de dosis absorbida prescrita) es menor con braquiterapia que con IMRT o protones. Dado que existen diversos protocolos con diferentes fraccionamientos y dosis prescritas, la ventaja de un tipo de radioterapia (de acuerdo con dosis equivalentes a órganos sanos) dependerá del protocolo concreto aplicado en la institución.

MODELIZACIÓN EN PINNACLE PARA TÉCNICA DE DISTANCIA FUENTE-PACIENTE EXTENDIDA Y VERIFICACIÓN CON PELÍCULAS EBT2

Perucha Ortega M, Luís Simón J, Rodríguez Alarcón C, Baeza Trujillo M, Sánchez Carmona G, Vicente Granado D, Gutiérrez Ramos S y Herrador Córdoba M

Servicio de Radiofísica. Hospital Virgen del Rocío. Sevilla.
Correspondencia: mperuchaortega@yahoo.es

Palabras clave: EBT2, ICT, modelado

Introducción y objetivos

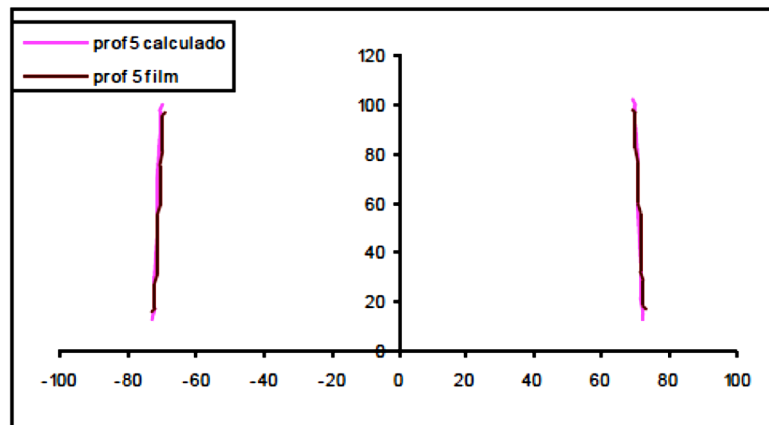
El modelado de técnicas de SSD extendidas presenta dificultades debido a las limitaciones a esas distancias de los planificadores[1] y de las técnicas habituales de medida[2]. El objetivo de este trabajo es modelar en el planificador Pinnacle la geometría utilizada en nuestro centro para la técnica de Irradiación Corporal Total que consiste en irradiar al paciente, cuya línea media se encuentra a 366 cm de la fuente, en posiciones decúbito lateral, con 2 campos anteroposteriores de 40x40 cm², colimador rotado 45°, interponiendo una mampara de metacrilato de 1 cm de grosor a 29 cm por delante de la línea media.

Material y métodos

Para la medida de los rendimientos y perfiles a distancia extendida se utilizaron láminas de agua sólida y material dispersor equivalente al paciente. El rendimiento se midió con cámara planoparalela Roos (para profundidades menores de 1 cm), cámara cilíndrica FC65G y película radiocrómica EBT2. Los perfiles se midieron utilizando 5 películas radiocrómicas para abarcar la longitud de un hemiperfil. El maniquí de láminas de agua sólida se iba desplazando de forma que hubiera una superposición de 2 cm de las películas para asegurar la continuidad del perfil. En cada película se obtuvieron 4 perfiles a profundidad de 1.5 cm, 5 cm, 10 cm y 20 cm. El módulo de modelado de Pinnacle tiene una limitación en el tamaño de la cuba que emplea para el cálculo de perfiles y rendimientos en profundidad por lo que el cálculo de perfiles a la distancia 366 cm y campo 40x40 cm² no es posible en este módulo. Para el modelado se optó por introducir el rendimiento y los perfiles para una geometría de campo 40x40 cm² y 10x10 cm² medidos con cámara CC13 en cuba de agua a SSD 100 cm interponiendo la mampara de metacrilato de forma que quedase a 10 cm de la superficie. El campo 10x10 cm² es necesario pues el planificador Pinnacle lo utiliza como referencia para la determinación de la dosis absoluta. Este valor se ajustó de forma que el cálculo del planificador para el campo 40x40 cm² a SSD 351 cm y a 15 cm de profundidad en un maniquí de 120x30x30 cm³ coincidiese con las medidas realizadas en las mismas condiciones con cámara FC65G.

Resultados y discusión

Para comprobar la validez del modelo a distancia extendida, una vez modelado con los datos a SSD 100 cm se introdujo el rendimiento medido a distancia extendida y se comprobó que el rendimiento dado por el planificador a distancia extendida se diferenciaba en menos del 2% del medido; para ello se utilizó un tamaño de cuba equivalente al paciente en profundidad y la máxima sección transversal permitida en el módulo de modelado para evitar diferencias en el PDD debidas a la dispersión [3]. Posteriormente se optimizó el modelado utilizando tanto el rendimiento a SSD 100 cm como a distancia extendida. Finalmente se compararon los perfiles calculados por el planificador en el módulo de planificación sobre un maniquí de agua de 120x30x30 cm³ en geometría ICT con las medidas realizadas con película radiocrómica mostrando diferencias, en la zona útil del haz, menores del 3% para la profundidad de 1.5 cm y menores del 2% para las profundidades de 5 cm, 10 cm y 20 cm (ver gráfica profundidad de 5 cm).



Conclusiones

La incertidumbre en el cálculo de los perfiles y rendimientos a SSD extendida a partir del modelo generado con datos a SSD 100 cm en el planificador Pinnacle que usa algoritmo de superposición-convolución cumple las recomendaciones internacionales sobre el control de calidad de planificadores [4].

Bibliografía

- [1] Lavallée MC, Gingras L, Chrétien M, Aubin S, Côté C, Beaulieu L. Commissioning and evaluation of a extended SSD photon model for Pinnacle3 : An application to total body irradiation. *Med. Phys.* 2009; 36(8): 3844-3855
- [2] AAPM report n°17. The physical aspects of total and half body photon irradiation. New york: AAPM; 1986.
- [3] Sánchez-Nieto B, Sánchez-Doblado F, Terrón JA, Arráns R, Errazquin, L. Lateral scatter correction algorithm for percentage depth dose in a large-field photon beam. *Med. Dosim.* 1997; 22(2):121-125.
- [4] ESTRO. Quality assurance of treatment planning systems - Practical examples for non-IMRT photons beams. Bruselas: ESTRO; 2004.

CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA DE LA FUENTE CSM40 DE Cs-137

Vijande Asenjo J¹, Granero Cabañero D², Candela C³, Pérez-Calatayud J⁴, y Ballester Pallarés F¹

¹Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universitat de València. Burjassot. Valencia

²Servicio de Radiofísica. ERESA Hospital General Universitario. Valencia.

³Servicio de Protección Radiológica. Hospital Universitario y Politécnico La Fe. Valencia.

⁴Servicio de Radioterapia. Hospital Universitario y Politécnico La Fe. Valencia.

Correspondencia: facundo.ballester@uv.es

Palabras clave: Braquiterapia, Monte Carlo, CSM40, TG-43U1, Cs-137

Introducción y objetivos

A pesar de las enormes mejoras en los aspectos técnicos y tecnológicos de tratamientos en braquiterapia durante los últimos años, la información dosimétrica de algunas fuentes no se ha mantenido actualizada. Un ejemplo de ello es la fuente de Cs-137 modelo CSM40 para uso clínico (E&Z Bebig, Alemania). Recientemente,¹ el High Energy Brachytherapy Dosimetry Working Group (HEBD) de la American Association of Physicist in Medicine (AAPM) ha publicado las recomendaciones dosimétricas AAPM/ESTRO sobre fuentes de alta energía (Co-60, Cs-137, Ir-192) que estaban en uso hasta enero de 2010 al menos. Entre éstas no se encontraba la fuente CSM40 aun cuando está en uso. El objetivo de este trabajo es obtener la distribución de tasa de dosis absorbida en agua de esta fuente, utilizando el formalismo TG-43 U1.²

Material y métodos

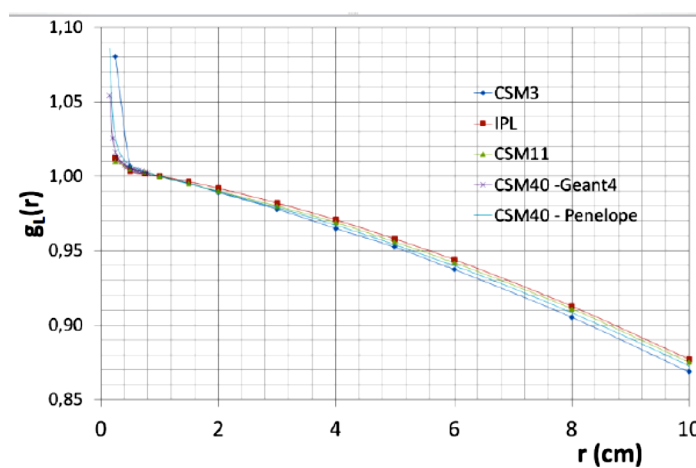
El estudio dosimétrico se realizó mediante técnicas Monte Carlo con los códigos Geant4³ (versión 9.4) y Penelope 2009⁴. El procedimiento seguido es el que se detalla en trabajos previos de nuestro grupo.^{5,6}

Resultados y discusión

La tabla resume las constantes de tasa de dosis de la CSM40 y los datos de consenso de la AAPM/ESTRO para otras fuentes de Cs-137 en uso:

Constante de tasa de dosis de fuentes de ¹³⁷ Cs			
Nombre (Fabricante)	Λ [cGy h ⁻¹ U ⁻¹]	Incertidumbre (k = 1)	$\Lambda / G_L(r, \theta)$ [cGy cm ² h ⁻¹ U ⁻¹]
CSM3 (E&Z BEBIG)	0.902	0.33%	1.107
IPL (RPD)	0.948	0.30%	1.101
CSM11 (E&Z BEBIG)	1.094	0.18%	1.103
CSM40 (E&Z BEBIG)	0.927	0.05%	1.108

La función radial de dosis y la función de anisotropía son muy parecidas para las cuatro fuentes.¹



Conclusiones

En este trabajo se proporciona la dosimetría completa de la fuente CSM40 requerida para su modelado en los Sistemas de Planificación, siguiendo el formalismo TG-43U1, para la que no existían datos dosimétricos publicados.

Bibliografía

- [1] J. Perez-Calatayud, F. Ballester, R. K. Das, L. A. DeWerd, G. S. Ibbott, A. S. Meigooni, Z. Ouhib, M. J. Rivard, R. S. Sloboda, J. F. Williamson. "Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Report of the AAPM and ESTRO". *Med. Phys.* 39(5) (2012) 2904-2929.
- [2] M. J. Rivard, B. M. Coursey, L. A. DeWerd, W. F. Hanson, M. S. Huq, G. S. Ibbott, M. G. Mitch, R. Nath, and J. F. Williamson. "Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations," *Med. Phys.* **31**, 633–674 (2004).
- [3] S. Agostinelli, J. Allison, K. Amako, *et al.* "Geant4 – A Simulation Toolkit," *Nuc. Ins. Meth. A* **506**, 250–303 (2003), see also <http://geant4.web.cern.ch/geant4> last accessed 10 junio 2013.
- [4] F. Salvat, J. M. Fernandez-Varea, E. Acosta, and J. Sempau. "PENELOPE — A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport (Issy-les-Moulineaux: OECD Nuclear Energy Agency), Version 2009, see also <http://www.nea.fr/html/science/pubs/2009/nea6416-penelope.pdf> last accessed 10 junio 2013.
- [4] D. Granero, J. Vijande, F. Ballester, M. J. Rivard. "Dosimetry revisited for the HDR 192Ir brachytherapy source model mHDR-v2". *Med. Phys.* **38(1)**(2011)487-494
- [5] J. Vijande, D. Granero, J. Perez-Calatayud, F. Ballester. "Monte Carlo dosimetric study of the Flexisource Co-60 high dose rate source" *J. of Contemporary Brachytherapy* 4(1) (2012) 34-44

APLICACIÓN PRÁCTICA DE LA HERRAMIENTA DE CÁLCULO MONTE CARLO MCVerif PARA LA VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA

Laliena Bielsa VM, García Romero A, Villa Gazulla D, Ortega Pardina P, Calvo Carrillo S, Millán Cebrián E, Hernández Vitoria A y Canellas Aznoz M.

Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario “Lozano Blesa”. Zaragoza.
Correspondencia: agarciarom@salud.aragon.es

Palabras clave: Monte Carlo, verificación, planificación de tratamientos de radioterapia

Introducción y objetivos

La herramienta de cálculo Monte Carlo (MC) MCVerif ha sido desarrollada en nuestro servicio con el propósito de verificar los cálculos de haces de radioterapia en pacientes calculados por el planificador comercial de tratamientos. De manera resumida, permite calcular, a partir de espacios de fase pregenerados, todos los haces que se exportan desde el planificador en el mismo maniquí (paciente) que usa el algoritmo comercial. El objeto del presente trabajo es verificar un grupo de pacientes representativos de las técnicas más usuales de radioterapia 3D conformada e IMRT que se realizan en el servicio de radioterapia de nuestro hospital y validar así el algoritmo comercial que utiliza el sistema de planificación.

Material y métodos

MCVerif está basado en el sistema BEAM y su funcionamiento está descrito en un trabajo precedente¹. Como principal característica cabe reseñar que el algoritmo base está muy bien referenciado en numerosas publicaciones² y que reproduce los datos experimentales de referencia de las unidades de tratamiento empleadas en nuestro centro³. Los resultados obtenidos con MCVerif han sido importados en el planificador PCRT3D (TRF) para su comparación con los cálculos realizados con el algoritmo comercial de superposición de cono colapsado (SUP). Se han elegido las localizaciones más significativas (con haces de fotones de 6 y 15 MV de un acelerador ONCOR impression (SIEMENS)) para calcular el tratamiento con ambos algoritmos y comparar los resultados. En total son 8 casos: dos pulmones, próstata, IMRT de cabeza y cuello, mama, páncreas, cerebro y laringe. La sistemática de comparación ha sido igualar las UM que calculan ambos algoritmos, con objeto de poder hacer la comparación directamente en dosis absorbida predicha por cada uno, y con ello establecer conclusiones con significación clínica. La métrica escogida para la comparación ha sido el test gamma 2D⁴ (3%/3mm) sobre las matrices de cálculo en tres planos significativos (24 planos en total). Para poner de manifiesto la posible relevancia clínica de las diferencias, se han calculado con el sistema de planificación los índices radiobiológicos, TCP para los PTV involucrados y NTCP para los órganos de riesgo relevantes en cada localización, a partir de los histogramas dosis volumen y utilizando parámetros radiobiológicos procedentes de la literatura. Se han analizado las diferencias en probabilidad en % que predice cada uno de ellos.

Resultados y discusión

En lo referente a la comparación gamma, de los 24 planos analizados todos han presentado un porcentaje de puntos con gamma > 1 inferior al 5%, excepto 4 planos. El análisis de los planos implicados ha revelado que en las cavidades de aire ($d=0.001 \text{ g/cm}^3$) SUP sobreestima la dosis en comparación con MC, lo que está de acuerdo con el comportamiento esperado³ y además no tiene ninguna relevancia clínica. En el caso de páncreas lo que se ha puesto de manifiesto no es un fallo del algoritmo SUP, sino que la mesa de tratamiento produce un build-up en la entrada de haces posteriores, que se nota especialmente para alta energía, y que implica sacar el contorno externo por debajo de la mesa si se quiere tener en cuenta con SUP, ya que MC usa toda la imagen TC, mientras que SUP sólo atenúa la primaria por los elementos externos. Con respecto a las desviaciones encontradas en los índices radiobiológicos, la mayor es un 5.5% en el TCP de laringe, siendo indistinguibles radiobiológicamente 5 de los 8 casos estudiados. Los resultados obtenidos sugieren ampliar la investigación con más casos de IMRT, mientras que los casos de radioterapia 3D conformada estudiados revelan un buen acuerdo entre algoritmo comercial y verificación MC.

Conclusiones

MCVerif se ha mostrado como una herramienta útil de cálculo redundante que permite completar la aceptación y referencia del algoritmo comercial del planificador, remarcando aquellos puntos en los que el algoritmo comercial puede fallar y facilitando la comprobación del cálculo sobre pacientes particularmente complicados o de interés.

Bibliografía

- [1] Laliena Bielsa V, García Romero A, Villa Gazulla D, Ortega Pardina P, Calvo Carrillo S, Millán Cebrian E, Hernández Vitoria A, Canellas Anoz M. "MCVerif: una aplicación informática para la verificación Monte Carlo de tratamientos de radioterapia". Comunicación presentada al III congreso conjunto SEFM-SEPR de Cáceres 2013.
- [2] Li JS, Pawlicki T, Deng J, Jiang SB, Mok E, Ma CM "Validation of a Monte Carlo dose calculation tool for radiotherapy treatment planning" Phys. Med. Biol. 2000; 45: 2969-2985.
- [3] García Romero A, Canellas Anoz M, Lardies Fleta D, "Desarrollo y verificación Monte Carlo de un algoritmo de superposición de cono colapsado para cálculo de haces de fotones en radioterapia". Rev. Fis. Med. 2009; 10(3):187-198
- [4] Low D, Harms W, Mutic S, Purdy JA. "A technique for the quantitative evaluation of dose distributions". Med. Phys. 1998; 25 (5) 656-661.

CARACTERIZACIÓN Y REVISIÓN DE PROCEDIMIENTOS DOSIMÉTRICOS PARA LAS PELÍCULAS GAFCHROMIC® EBT3

Pérez Azorín JF^{1,2}, Ramos García LI², Ortiz de Zárate Vivanco R^{1,3}, Espinosa Sola JM¹, Celeiro González J¹, Lupiani Castellanos J¹, Alcívar-Arechuluaga C¹ y Trueba Garayo I⁴

¹Hospital Universitario de Cruces. Unidad de radiofísica y protección radiológica. Barakaldo. Vizcaya.

²Clínica Universidad de Navarra. Departamento de Oncología. Pamplona.

³Hospital Quirón-Vizcaya. Vizcaya.

⁴Hospital Universitario de Araba. Servicio Oncología Radioterápica. Álava.

Correspondencia: fernando.perez@ua.es

Palabras clave: EBT3, IMRT

Introducción y objetivos

Recientemente han aparecido en el mercado las películas radiocrómicas GAFCHROMIC® EBT3. A diferencia de sus predecesoras GAFCHROMIC® EBT2, en las nuevas películas EBT3 la capa activa está situada entre dos capas de un polímero con el mismo espesor por ambos lados. Las películas radiocrómicas se vienen utilizando históricamente para los controles de calidad específicos en los tratamientos con técnicas avanzadas como la IMRT y VMAT debido a su alta resolución espacial y número atómico efectivo cercano al agua. Es por ello que tanto la caracterización del conjunto película-escáner como el procedimiento dosimétrico empleado son de especial importancia para asegurar la calidad del tratamiento. En los últimos dos años se han publicado diversos trabajos [1],[2],[3] en los que se utiliza un análisis multicanal como procedimiento dosimétrico para las películas EBT2. El objetivo del presente trabajo es la caracterización de las nuevas películas radiocrómicas EBT3, la presentación del procedimiento de calibración dosimétrica seguido en nuestro departamento, así como la comparación de nuestro procedimiento con los más relevantes encontrados en la bibliografía.

Material y métodos

Disponemos de un lote (A10171102) de 25 películas radiocrómicas EBT3 de tamaño 8''x 10'', junto con un escáner EPSON EXPRESSION 10000 XL. La digitalización de las películas se realizó en modo transmisión con una resolución de 72 dpi y 48 bit.

Corrección lateral: escaneamos todas las películas del lote sin irradiar en la misma posición 10 veces a lo largo de tres meses.

Obtenemos una imagen media y ajustamos los perfiles en la dirección transversal a la de escaneo a un polinomio.

Curva de calibración y respuesta temporal: irradiamos 21 trozos de película de 5x5 cm² a dosis conocidas entre 20 cGy y 10 Gy.

Digitalizamos cada película junto a una película de control, lo que nos permite corregir la medida por las fluctuaciones del propio escáner. Realizamos un ajuste por mínimos cuadrados de la respuesta de cada canal (rojo(R), verde(G), azul(B)) frente a la dosis a una función racional del tipo Rodbard:

$$D(\text{cGy}) = d + \frac{a - d}{1 + \left(\frac{X_{\{R,G,B\}}}{c}\right)^b}$$

siendo X{R,G,B} la señal del escáner para el canal R, G, B respectivamente, y a, b, c, d los parámetros del ajuste. Para análisis de la respuesta en función del tiempo tras la exposición, estudiamos la evolución temporal de la curva de respuesta a lo largo de seis meses.

Comparación procedimientos dosimétricos: una vez caracterizadas dosiméricamente las películas radiocrómicas EBT3, realizamos el análisis de ocho tratamientos de IMRT sobre un maniquí PTW OCTAVIUS. Para ello evaluamos los parámetros $\gamma_{2\%,2\text{mm}}$, $\gamma_{3\%,3\text{mm}}$ y $\gamma_{5\%,3\text{mm}}$ para los canales R, G, B (análisis monocanal) y, siguiendo el procedimiento descrito en [3] de optimización multicanal para el caso de tres canales(R, G, B) y dos canales(R,G).

Resultados y discusión

Corrección lateral, calibración y respuesta temporal: para corregir la falta de uniformidad lateral ajustamos el canal R a un polinomio de grado 4 y los canales G y B a un polinomio de grado 5. Se observa que la falta de homogeneidad lateral puede llegar a ser del 3% en el canal B (ver figura 1a). En cuanto a la calibración, en la figura 1b se muestran los datos experimentales junto con la curva ajustada según la ecuación (1). En cuanto a la evolución temporal observamos una variación de la señal relativa próxima al 4% para el canal R y canal G, y de un 2% para el canal B.

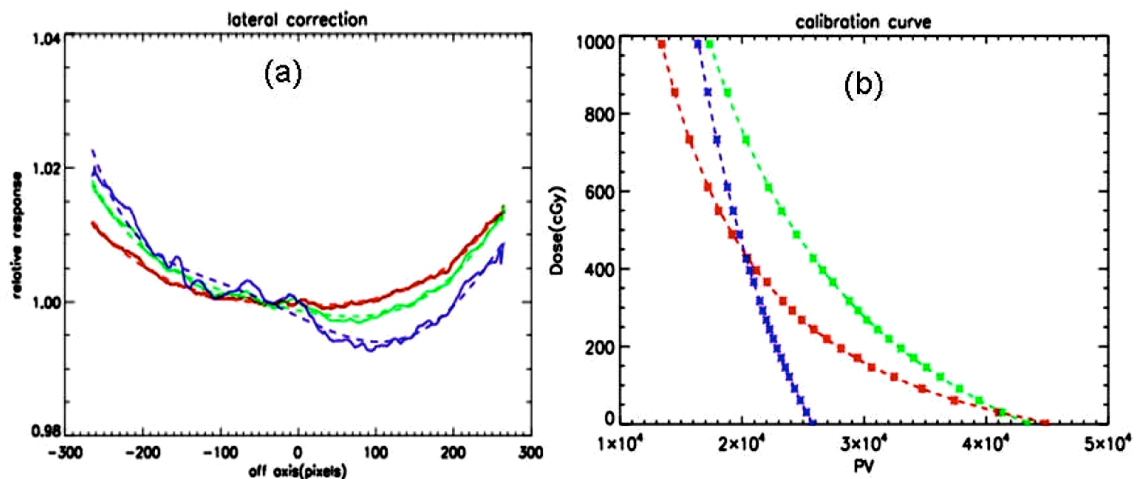


Figura 1. (a): Corrección lateral, canal R, canal G y canal B. La línea discontinua muestra el ajuste de los datos experimentales. (b): Curvas de respuesta para el canal R, G, B.

Procedimientos dosimétricos: En la tabla 1 se muestran los resultados obtenidos en el parámetro gamma para los diferentes métodos de análisis. Los resultados más pobres son los obtenidos para el canal B, mostrando un alto nivel de ruido en los mapas de dosis. También vemos que los resultados para el canal G son ligeramente mejores que para el canal R (históricamente el de referencia). En cuanto a la optimización multicanal existe una mejora en los resultados respecto a análisis monocanal para la optimización en dos canales.

Método	$\gamma_{2\%,2\text{mm}}$	$\gamma_{3\%,3\text{mm}}$	$\gamma_{5\%,3\text{mm}}$
Rojo	93.8(3.2)	98.8(0.9)	100.0(0.1)
Verde	94.9(2.9)	99.1(0.6)	99.9(0.1)
Azul	83.5(6.9)	93.2(3.3)	98.3(1.9)
3 canales	94.1(2.4)	98.8(0.8)	100.0(0.1)
2 canales	96.5(1.7)	99.2(0.5)	100.0(0.1)

Tabla 1. Resultados obtenidos del parámetro gamma con su incertidumbre para los distintos procedimientos monocanal y multicanal.

Conclusiones

A la vista de los resultados obtenidos en la tabla 1.1, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la dosimetría con el canal R y G, siendo el procedimiento dosimétrico de optimización multicanal de dos canales el que mejor resultados obtiene.

Bibliografía

- [1] Lewis D, Micke A, Yu X. An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan. Med. Phys. 2012 Oct; 39; 6339-6350.
- [2] Micke A, Lewis D, Yu X. Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction. Med. Phys. 2011 May; 38; 2523-2534.
- [3] Mayer RR, Ma F, Chen Y, Miller RI, Belard A, McDonough J, et al. Enhanced dosimetry procedures and assessment for EBT2 radiochromic film. Med. Phys. 2012, April; 39; 2147,2155

CONTROL DE CALIDAD EN RADIOCIRUGÍA Y ESTIMACIÓN DE MÁRGENES

Pérez Azorín JF^{1,3}, Ortiz de Zárate Vivanco R^{1,2}, Espinosa Sola JM¹, Celeiro González J¹, Alcívar-Arechuluaga C¹ y Trueba Garayo I³

¹Hospital Universitario de Cruces. Unidad de Radiofísica y Rrotección Radiológica. Barakaldo. Vizcaya.

²Hospital Quirón-Vizcaya. Erandio. Vizcaya.

³Servicio Oncología Radioterápica. Hospital Universitario de Araba. Álava.

Correspondencia: fernando.perez@ua.es

Palabras clave: Radiocirugía, control de calidad

Introducción y objetivos

La radiocirugía es una técnica que se utiliza para radiar lesiones intracraneales de pequeño tamaño a unas dosis muy elevadas. Estas lesiones se encuentran situadas por lo general en regiones muy próximas a órganos de riesgo que requieren un alto grado de precisión. Debido a esto, la determinación del isocentro de radiación (IR) y de sus dimensiones tiene una relevancia considerable en la calidad del tratamiento administrado. El llamado test de Winston-Lutz (WL) es un método de control de calidad que nos permite verificar tanto la posición como las dimensiones del IR respecto al isocentro mecánico (IM) en un acelerador lineal de electrones. Paralelamente, el inicio de la técnica en nuestro Hospital en 2009 conllevó un estudio profundo de las variables geométricas implicadas y de su repercusión en la dosimetría clínica. Se hizo especial hincapié en la concordancia de los haces luminosos con la silueta de los campos de las plantillas de localización. Los resultados estadísticos de correcciones del ángulo de mesa y de brazo fueron empleados para la adopción de los procedimientos de trabajo definitivos. En este trabajo se presenta un método de análisis del test de WL mediante un dispositivo de imagen portal de silicio amorfo (EPID), así como un análisis retrospectivo de éstos durante los últimos dos años (frecuencia semanal) con el fin de determinar las dimensiones de nuestro IR, establecer los correspondientes niveles de acción y seguridad, y una estimación de los márgenes necesarios que hay que dar al CTV para asegurar el cubrimiento de las lesiones teniendo en cuenta las dimensiones del IR. Además, se estudia la correlación entre estos resultados y la estadística de correcciones obtenida.

Material y métodos

1. Test de Winston-Lutz: en el servicio de Radioterapia se dispone de un micromultiláminas Moduleaf montado en un acelerador Oncor con dispositivo de imagen portal OPTIVUE 500, ambos de la marca Siemens y con energía de 6 MV, y de un fantoma de Brainlab para realizar el test de WL. El sistema de planificación para radiocirugía es iPlan RT Dose (versión 4.1.1) de Brainlab. Adquirimos las imágenes del fantoma de WL con el EPID. Aplicando un modelo dosimétrico elaborado y validado en nuestro servicio, transformamos estas imágenes en planos de dosis, e identificamos para cada haz el centro de la bola del fantoma. Efectuamos un análisis estadístico de los test realizado en los últimos dos años de la forma:

$$\left. \begin{array}{l} \text{Test } 1 \left(\vec{r}_1, \vec{\sigma}_1 \right) \\ \vdots \\ \text{Test } N \left(\vec{r}_N, \vec{\sigma}_N \right) \end{array} \right\} \left[\left(\vec{r}_{ISO}, \vec{\sigma}_{ISO} \right) \right] \left[\left(\vec{r}_{ISO}, \vec{\sigma}_{ISO} \right) \right]$$

Con la última dupla de la expresión anterior obtenemos el elipsoide de IR (k=2):

$$\left(\frac{x - x_{ISO}}{k \cdot \varepsilon_x} \right)^2 + \left(\frac{y - y_{ISO}}{k \cdot \varepsilon_y} \right)^2 + \left(\frac{z - z_{ISO}}{k \cdot \varepsilon_z} \right)^2 = 1$$

Para el cálculo de márgenes del CTV utilizamos la expresión:

$$PTV_{margin} = 2.5 \cdot \left| \vec{\sigma}_{ISO} \right| + 0.7 \cdot \left| \vec{\sigma}_{ISO} \right|$$

2. Estadística de correcciones: la dosimetría clínica aprobada genera unas plantillas de posicionamiento del paciente que llevan impresas las formas de los haces. El criterio adoptado en nuestro Hospital fue el de corregir los ángulos de mesa y de brazo para que el haz luminoso coincida con la silueta. Se estableció como protocolo inicial, primeros 25 pacientes, corregir y registrar todos los campos verificables durante todas las fracciones administradas. Se generó así una estadística abundante de cuyo análisis se

obtuvieron resultados que ayudaron a la optimización del protocolo de verificación. Además, se correlacionaron las correcciones efectuadas con los resultados del test de Winston-Lutz.

Resultados y discusión

1. Test de Winston-Lutz: los parámetros que definen el IR se definen en la tabla 1:

	x(mm)	y(mm)	z(mm)
\vec{r}_{iso}	-0.18	0.02	0.13
$\vec{\Sigma}_{iso}$	0.11	0.29	0.18
$\vec{\sigma}_{iso}$	0.35	0.63	0.48
$\vec{\epsilon}$	0.37	0.69	0.52

Tabla 1 Resultados obtenidos para la estimación de márgenes a través del test de Winton-Lutz.

Se han establecido niveles de acción de 1 mm y de seguridad de 0.5 mm. Con los valores anteriores el margen necesario para asegurar el cubrimiento del PTV sería de 1.5 mm.

2. Estadística de correcciones: las variaciones en los ángulos de mesa y brazo registradas son inferiores a 1 grado en el 99'7 %. Ciertas combinaciones de ángulos de mesa y brazo presentan promedios de corrección apreciables, del orden de medio grado. Estas combinaciones concuerdan con los resultados obtenidos en el test de Winston-Lutz. Con los resultados obtenidos se procedió a la modificación del protocolo de verificación: durante las cinco primeras sesiones, se comprueban todos los campos verificables; se promedian los resultados y se fijan como ángulos de tratamiento. En el resto de sesiones se verifica sucesivamente uno de los haces. En caso de superarse 0'2 grados el promedio, se repite la comprobación al día siguiente y se decide la nueva referencia.

Conclusiones

La herramienta de análisis de imágenes desarrollada nos permite realizar un control de calidad cuantitativo en menor tiempo que otros equivalentes así como determinar de forma retrospectiva los márgenes idóneos acordes a las características mecánicas de nuestro acelerador lineal. El estudio estadístico de las correcciones de ángulos realizadas en el posicionamiento de los pacientes de radiocirugía conlleva información que puede ser analizada para establecer y mejorar los protocolos de garantía de calidad.

ESTUDIO DEL ALGORITMO AAA EN LA REGIÓN PÉLVICA CON LA TÉCNICA VMAT USANDO UN MANIQUÍ ANTROPOMÓRFICO

Puchades Puchades V¹, Serna Berna A¹, Mata Colodro F¹, Ramos Amores D¹ y Casal Zamorano E²

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario Santa Lucía. Cartagena.

²Centro Nacional de Dosimetría (CND). Valencia.

Correspondencia: puchades2@carm.es

Palabras clave: VMAT, cálculo de heterogeneidades, Algoritmo AAA, maniquí antropomórfico

Introducción y objetivos

El conocimiento de la dosimetría real dentro de los pacientes en las nuevas técnicas de irradiación es muy importante para saber el grado de exactitud de los cálculos de dosis proporcionados por los planificadores y sin embargo es a la vez difícil de conseguir. Una forma de evaluar esta dosimetría sin necesidad de recurrir a un paciente, es el uso de maniqués antropomórficos. Hace años, la IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy) fue descrita como “una revolución en el tratamiento del cáncer”. Hoy en día la evolución tecnológica de los tratamientos radioterápicos continúa avanzando, siendo la técnica VMAT (Volumetric Arc Therapy) un paso más de dicha evolución. El VMAT consiste en el uso de arcos coplanares o no coplanares con conformación continua en su forma mediante el uso de MLCs (Multileaf Collimator) y variación de la tasa de dosis y la velocidad de giro del gantry (1). Esto permite abordar nuevas estrategias de tratamiento al poder realizar escaladas de dosis y preservación de órganos de riesgo con mayor eficiencia, pero el VMAT también presenta nuevos grados de posibilidad de incertidumbre (2) como el movimiento del gantry, la posición y velocidad de las láminas, errores en la tasa de dosis, etc... Dentro de estas incertidumbres está presente también la bondad de los algoritmos de cálculo. Estos algoritmos han sido ampliamente verificados para IMRT con distintos tipos de maniqués, además de haber sido también testeados mediante el uso de técnicas Monte Carlo. Uno de los algoritmos empleado es el llamado AAA (Analytical Anisotropic Algorithm), el cual es un algoritmo analítico de superposición-convolución que mejora el cálculo de dosis en las heterogeneidades que presenta el paciente en su cuerpo (grasa, hueso, músculo, pulmón...) en comparación con que otros algoritmos antecesores.

Material y métodos

En este trabajo se estudió la bondad del algoritmo de cálculo AAA para la técnica VMAT en la zona anatómica de la pelvis mediante el uso del maniqué antropomórfico RANDO © Man y dosímetros de termoluminiscencia (TLD) modelo Harshaw XD-100 extremity. Se planificaron 4 tratamientos de próstata: 2 próstatas de bajo riesgo (PTV-T a 7000cGy en 28 sesiones) y 2 de alto riesgo con irradiación de áreas ganglionares pélvicas (PTV-T a 7000cGy y PTV-N a 5040 en 28 sesiones). El planificador usado fue Eclipse V10. El acelerador usado fue un VARIAN 2300 iX equipado con un Multiláminas Milenium de 120 láminas. Todos los tratamientos consistieron en un arco único de VMAT con energía de 6MV y rotación del ángulo de colimador de 30°. La prescripción de la dosis se realizó a la mediana de la dosis de PTV (Planning Target Volumen). Siendo exigido que al menos el 98% del volumen del PTV recibiera el 95% de la dosis de prescripción y que no más del 2% del PTV excediera el 107% de la dosis prescrita. Además también se exigió el cumplimiento de las condiciones de los órganos de riesgo (OARs) que son aceptadas según protocolo de nuestro servicio. El número total de TLDs usado fue de 100, los cuales se usaron para calibrar, medir el fondo y medir las dosis recibidas en los OARs y PTVs.

Resultados y discusión

El resultado de las medidas puede verse en la Tabla 1. La representación de las desviaciones absolutas de las medidas se presenta en la Figura 1. Las diferencias medias entre las dosis medidas y las esperadas fueron de $-1.5\% \pm 4.6\%$ (1 SD) para el PTV-T y $-0.3\% \pm 4.5\%$ para el PTV-N. El promedio de los errores de los OARs está por debajo del 2.5% en todos ellos, siendo la desviación estándar de los OARs notablemente superior a las correspondientes de los PTVs: recto $-0.2\% \pm 9.7\%$, vejiga $2.4\% \pm 3.6\%$, cabezas femorales $-2.0\% \pm 6.4\%$ e intestinos $1.0\% \pm 8.7\%$. Estos resultados están en consonancia con los criterios de aceptación propuestos por Frass et al. (3) en el AAPM TG53. El aumento de esta dispersión pensamos que es debido a que las pastillas de los TLDs tienen un tamaño de alrededor de 3mm, y están localizadas en regiones con alto gradiente. También hay que tener en cuenta que en estas regiones con fuertes gradientes, pequeñas variaciones del posicionamiento pueden tener un fuerte impacto en la dosis medida. Aunque este estudio se ha centrado en estudiar las dosis en tratamientos de próstata, sus resultados son extrapolables al resto de patologías pélvicas, ya que las heterogeneidades a tener en cuenta son similares.

Localización	Número de medidas	Resultado Medio ($D_{calculada} - D_{leida} / D_{leida}$)
Recto	10	-0.2% ± 9.7%
Vejiga	4	2.4% ± 3.6%
Cabezas Femorales	16	-2.0% ± 6.4%
Intestinos	2	1.0% ± 8.7%
PTV-T	11	-1.5% ± 4.6%
PTV-N	6	-0.3% ± 4.5%

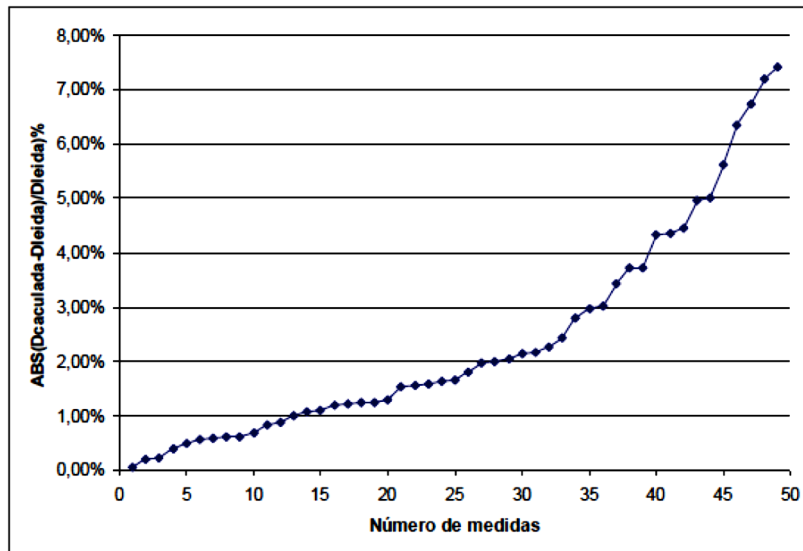


Figura 1. Desviación Absoluta para las medidas

Conclusiones

El uso de los TLD en conjunto con un maniquí antropomórfico es una poderosa herramienta para verificar la exactitud de los algoritmos de cálculos en los sistemas de planificación. Concluimos que el algoritmo AAA proporciona cálculos de dosis realistas para el tratamiento con VMAT en la anatomía de la pelvis.

Agradecimientos: Agradecemos la colaboración de la Dra. A. Iglesias quien contorneó las estructuras de este trabajo. También agradecemos al Dr. J. Pérez Calatayud por el préstamo del maniquí RANDO-man[®].

Bibliografía

[1] K. Otto. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. Med. Phys. 35:310-317; 2008
 [2] M. Oliver, I. Gagne, K. Bush, S. Zavgorodni, W. Ansbacher, W. Beckham. Clinical significance of multi-leaf collimator positional error for volumetric modulates arc therapy”. Radiotherapy and Oncology. 97:554-560; 2010
 [3] B. Fraass, K. Doppke, M. Hunt, G. Kutcher, G. Starkschall, R. Stern and J. Van Dyke. “American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning”. Med. Phys. 25:1773-1829; 1998

IMPORTANCIA DOSIMÉTRICA DEL ERROR SISTEMÁTICO EN EL GIRO DE COLIMADOR EN TRATAMIENTOS VMAT

Puchades Puchades V, Serna Berná A, Mata Colodro F y Ramos Amores D

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario Santa Lucía. Cartagena. Murcia.

Correspondencia: puchades@carm.es

Palabras clave: RapidArc, VMAT, control de calidad, dosimetría.

Introducción y objetivos

La técnica VMAT (Volumetric Arc Therapy) fue desarrollada por Otto y se ha impuesto como una eficiente forma de IMRT Rotacional gracias a la posibilidad de producir complejas distribuciones de dosis en un único arco. Es importante para poder garantizar la correcta administración de los tratamientos que el acelerador esté en unas condiciones óptimas de tratamiento tanto mecánicas como dosimétricas. Puesto que los tratamientos de VMAT conllevan un giro de colimador que se encuentra entre 15° y 45°, es importante evaluar las consecuencias que conlleva el tener un error en el valor del ángulo de giro del colimador. Así pues, el objetivo de este trabajo es evaluar la repercusión dosimétrica que produce la presencia de errores sistemáticos asociados a una mala calibración del giro del colimador en el tratamiento con la técnica VMAT.

Material y métodos

Un total de 4 pacientes que han sido tratados en nuestro centro con distintas patologías se han investigado en este trabajo para determinar la incidencia de los errores de giro del colimador. Dichos pacientes se correspondieron con las siguientes localizaciones: 1) próstata de bajo riesgo, donde se definió únicamente el PTV-T (tratado con 7000 cGy en 28 sesiones) que es el PTV asociado a la próstata; 2) próstata de alto riesgo, donde se incluye próstata (PTV-T1 a 7000 cGy en 28 sesiones), vesículas seminales (PTV-T2 a 6020 cGy en 28 sesiones) y cadenas pélvicas (PTV-N a 5040 cGy en 28 sesiones); 3) ORL que presenta un PTV-H (6600 cGy en 30 sesiones) que corresponde a la zona de tumor macroscópico, PTV-I (6000 cGy en 30 sesiones) que es la zona de vesículas seminales y zona ganglionar con riesgo intermedio y PTV-L (5400 cGy en 30 sesiones), zona anatómica del paciente con riesgo bajo de enfermedad, y 4) holocráneo profiláctico con protección de hipocampo siendo el PTV tratado con 2500 cGy en 10 sesiones. Todos los tratamientos fueron realizados mediante la técnica de VMAT con un único arco de 358° con giro de colimador de 30° y tasa máxima de 600 UM. Se requirió que cada plan tratamiento cumpliera con los requisitos de los órganos de riesgo establecidos en los protocolos de trabajo de nuestro servicio. A partir del plan de tratamiento de cada paciente se introdujeron los distintos errores del giro del colimador. Para ello se cambió el valor del colimador a +1.5°, +1°, +0.5°, -0.5°, -1°, -1.5° de forma manual en el planificador y se recalculando los planes de tratamiento, obteniendo como resultado una nueva distribución de dosis en el paciente y un nuevo histograma dosis-volumen. La elección de los ángulos se hizo con el siguiente criterio: ±0.5° para ver el efecto que tenía una pequeña desviación que se corresponde con la tolerancia establecida en el acelerador durante los tratamientos; ±1° límite recomendado por la AAPM para los tratamientos con IMRT; y ±1.5° que es una desviación que supera los límites marcados como tolerancia. Para cada PTV se analizan los siguientes parámetros de los DVH, D2%, D50%, D98%, comparándolos con los valores sin error en el giro de colimador. También se analiza el índice de homogeneidad según la expresión:

$$HI = (D2 - D98) / D50$$

Resultados y discusión

Al comparar los datos obtenidos se observa que los efectos del incorrecto posicionamiento del colimador en los PTVs se notan más cuanto más alejados están éstos del isocentro, como ocurre con el PTV-N de la próstata de alto riesgo (zona ganglionar de la pelvis), en el cual presenta variaciones de un 75% del valor de HI y de un 1,6% de la D50 cuando existe un error asociado de -1.5°, mientras que el valor de HI se incrementa un 64% y disminuye el D50 un 1,8% para un error de +1.5° de colimador. También es notable el cambio del valor del cubrimiento de la isodosis de 98% (D98) respecto al valor de referencia aceptado para el tratamiento, siendo un -4% con error de -1.5° y -5,8% para +1.5° y un D2 del 5% y 1,5% respectivamente. Pero incluso estando dentro de las tolerancias marcadas para IMRT según la AAPM (que resultarían ser de ±1°) tenemos en este caso importantes cambios respecto de lo planificado para el volumen PTV-N, presentándose una D50 de +1.2% en el caso de que el error sea de -1° o de -1.2% con un error de la colocación del ángulo del colimador de +1°, siendo el D98 de -2.2% y -2.7% y el D2 de +2,7% y +0,7% respectivamente. La pérdida de calidad del recubrimiento de un PTV alejado del isocentro puede verse en la Figura 1 donde se representa el PTV-N del tratamiento de próstata de alto riesgo y como éste se va degradando según se aumenta el error

del ángulo del colimador. Sin embargo, cuando los volúmenes a tratar son próximos al isocentro o el isocentro se encuentra centrados en ellos los errores en cuanto a recubrimiento (pérdida de calidad del HI y del valor del D98) y de las dosis medias son más independientes del correcto posicionamiento del colimador, como ocurre con el caso del holocraneo profiláctico, donde el HI y la D50 son casi constantes en los casos simulados. En el caso de la próstata de bajo riesgo tenemos un D50 de 7000 cGy para la posición del colimador real de 30°, empeorándose tan solo un -0.3% un error de -1.5°. En ORL el PTV que más se ve afectado por el posicionamiento es el PTV-L que presenta variaciones de hasta el 15% en el valor de HI.

Si bien los PTVs pueden sufrir pérdida de calidad considerable al colocar el colimador con un giro erróneo respecto al teórico planificado, en los casos estudiados los OARs no son tan críticos. Así en la próstata las cabezas femorales, los intestinos, el recto y la vejiga sufren muy pocos cambios. En el caso del tratamiento del holocráneo con protección del hipocampo, tampoco hubo cambios que supusieran una variación muy importante en la irradiación de los órganos de riesgo dentro de los intervalos de error estudiados del colimador, excepto el cristalino donde la dosis máxima se puede incrementar en torno al 5%. Respecto al caso de ORL al observar la evolución de los órganos de riesgo (médula, PRV médula, tronco y PRV tronco, laringe, cavidad oral y parótidas) se puede afirmar que los cambios en los valores de dosis máximas y de porcentaje a volumen que estos órganos presentan son pequeños en el tratamiento del estudio. Se puede observar que por lo general los OARs presentan un comportamiento monótono creciente o monótono decreciente según varía el error del ángulo. Además cuando hay dos órganos simétricos como los ojos o los cristalinos, al variar el ángulo hacia una dirección el izquierdo mejora y el derecho empeora y viceversa, según se ha comentado anteriormente.

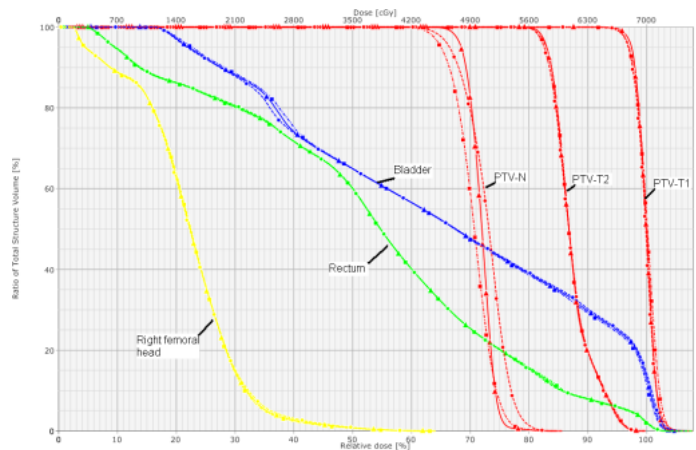


Figura 1: Variación de la calidad del histograma en el tratamiento de próstata de alto riesgo al variar el ángulo del colimador. Triángulos: corresponde a un colimador sin error sistemático, cuadrados a un error de +1.5° y círculos a -1.5°

Conclusiones

Se ha estudiado el comportamiento en distintas patologías de los errores dosimétricos provocados por un incorrecto giro sistemático del colimador durante el tratamiento con respecto al valor planificado en los tratamientos con técnica VMAT. Se ha observado que los PTVs, si están alejados del isocentro, pueden tener importantes discrepancias dosimétricas entre lo calculado y lo real, incluso estando dentro de las tolerancias admitidas actualmente por la AAPM, es por tanto importante y recomendable tratar de que los valores del ángulo del giro isocéntrico del colimador estén con una tolerancia inferior a 0.5°. Los órganos de riesgo por lo general no presentan variaciones dosimétricas importantes, incluso si están alejados del PTV en los casos estudiados, a excepción de algunas excepciones como los cristalinos en el tratamiento holocraneal con VMAT y preservación de hipocampo, donde diferencias del 5% han sido encontradas.

COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA DE 3 TÉCNICAS DE PLANIFICACIÓN DOSIMÉTRICA DE MAMA

Ortiz de Zárate Vivanco R¹, Pérez Azorín JF¹, Martínez Indar L², Ruiz Sáiz B³, Cacicedo Fernández de Bobadilla J³, Trueba Garayo I⁴, Gómez de Iturriaga Piña A³ y Lupiani Castellanos J¹

¹Unidad de Protección Radiológica y Radiofísica, Hospital Universitario Cruces. Barakaldo. Vizcaya.

²Unidad de Epidemiología Clínica, Hospital Universitario Cruces. Barakaldo. Vizcaya.

³Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario Cruces. Barakaldo. Vizcaya.

⁴Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario Araba. Vitoria-Gasteiz. Álava.

Correspondencia: roberto.ortizdezaratevivanco@osakidetza.net

Palabras clave: Comparación, técnicas, planificación, mama

Introducción y objetivos

El tratamiento del cáncer de mama, al ser el más frecuente entre las mujeres, consume una gran cantidad de recursos. La radioterapia convencional se basa en una técnica de dos campos tangenciales con cuñas; si se irradia la región supraclavicular, se añade un campo AP. La distribución de dosis resultante es inhomogénea, produciendo regiones de alta dosis en las partes internas de los campos, generalmente fuera del volumen de tratamiento (tejido sano). A su vez, el campo AP provoca regiones calientes en su entrada, además de aumentar la dosis al pulmón. Para conseguir mayor homogeneidad en la distribución de dosis y una menor toxicidad en el tejido sano, nuestra Unidad implementó dos técnicas: una IMRT directa basada en el uso de múltiples segmentos, y una técnica de IMRT inversa con módulo DMPO.

Con el objetivo final de optimizar los recursos humanos y materiales, se puso en marcha un estudio comparativo de las tres técnicas disponibles basado en la valoración estadística de las dosis recibidas por los volúmenes tumorales y por los órganos de riesgo.

Material y métodos

Se planteó un estudio piloto consistente en 21 pacientes escogidas aleatoriamente: 14 mamas (11 izquierdas, 3 derechas) y 7 paredes costales (5 izquierdas, 2 derechas). Además, 7 de ellas conllevaban tratamiento de áreas de drenaje (1 mama, 6 paredes costales). Cada paciente fue planificada mediante las tres técnicas (clásica, segmentos, IMRT inversa) en un sistema de planificación Pinnacle versión 8.0m, de acuerdo con los criterios de la guía RTOG 1005: dosis de prescripción en todos los volúmenes 50 Gy a 2 Gy/sesión. La cobertura exigida para el PTV fue del 95% para 4750cGy. Las restricciones en órganos de riesgo fueron estas: para la mama contralateral, Dmax=300 cGy; para el pulmón ipsilateral, V20Gy <15%, V10Gy <35%, V5Gy <50%; para el pulmón contralateral, V5Gy <10%; para el corazón, en el caso de la mama izquierda: V20Gy <5%, V10Gy <30%, Dpromedio <400 cGy.

Técnicas de tratamiento

Clásica: dos haces tangenciales con divergencias internas coincidentes, cuñas virtuales entre 15 y 35°, colimación multiláminas y energía 6 MV, alguna vez combinada con 18 MV (mamas grandes).

Segmentos: dos campos tangenciales sin cuñas con igual orientación que en la clásica. Se añaden otros dos campos tangenciales con ángulo de gantry que difiere entre 10 a 30° de los dos primeros haces, en los que se bloquea toda la pared costal con las láminas para reducir la dosis en los máximos, así como en pulmón y corazón (si mama izquierda). Se añaden segmentos para homogeneizar y quitar los máximos (ejemplo en la figura a).

IMRT inversa con módulo DMPO: se describe un arco de 170 grados repartido en cinco campos equiangulados. Área mínima del segmento 2 cm², número máximo de segmentos 60 (si supraclavicular, 80). Se realiza una expansión de 0.7 cm sobre el PTV (figura b).

Volúmenes de interés y parámetros del histograma analizados Volúmenes tumorales: mama, drenajes, pared costal. Y la unión de ellos en cada paciente, el PTV. Parámetros estudiados: dosis promedio y máxima, desviación estándar; dosis al 99, 95 y 1% del volumen; volumen al 95 y 107% de la dosis; índices de uniformidad y de conformación van't Riet.

Órganos de riesgo: corazón, mama contralateral, cabeza humeral, médula, piel y pulmón ipsilateral.

Parámetros estudiados: dosis promedio y máxima; dosis a un volumen de 0.5 cc; volumen que lleva 2.5, 5, 10, 30, 40 y 47.5 Gy.

Índice de uniformidad: $IU = D_{\max}(PTV) / D_{95\%}(PTV)$

Índice de conformación de van't Riet: $IC = [Vol_{\text{pres}}(PTV) / Vol_{\text{tot}}(PTV)] * [Vol_{\text{pres}}(PTV) / Vol_{\text{pre}}(\text{Ext})]$

siendo Vol_{pres} el volumen con dosis igual o superior a la prescrita; Ext refiere el contorno externo.

El análisis de los histogramas se realiza mediante una hoja excel que importa y transforma los exportados mediante una macro desde el planificador Pinnacle. El análisis estadístico utilizado ha sido la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon, comparando las tres técnicas de dos en dos.

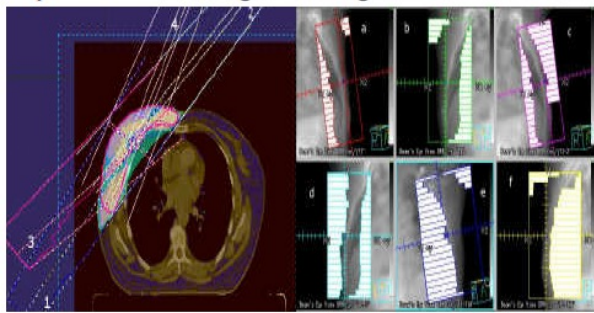


Figura a .- Técnica de segmentos

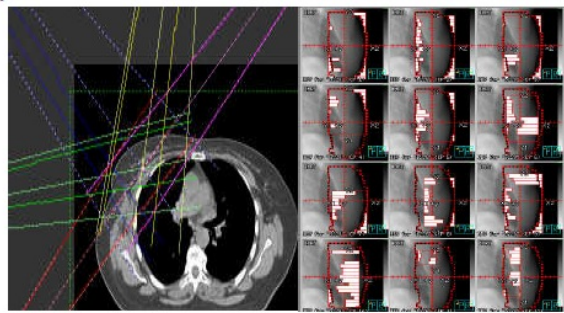


Figura b .- Técnica IMRT inversa (DMPO)

Resultados y discusión

Resultados de los Volúmenes tumorales:

- la técnica de segmentos es claramente superior a la clásica para los volúmenes PTV y mama; destacando las significaciones del Índice de Uniformidad ($p=0'002$) y de Conformación ($p=0'001$). Sin embargo, no hay significación para los drenajes y la pared costal.
- la técnica de IMRT es superior a la clásica para los volúmenes PTV y mama; con significación del Índice de Conformación ($p<0'003$) y del volumen tratado con la isodosis del 95% ($p=0'000$). Además, hay significación para los drenajes y pared costal (con valores $p=0'020$).
- la técnica de IMRT es superior a la de segmentos en cuanto a la cobertura de PTV, drenajes y mama (volumen tratado con la isodosis del 95% ($p=0'001$) para el PTV)) y conformación ($\text{Volpres(PTV)}/\text{Volpre(Ext)}$) ($p=0'000$) para el PTV). Hay escasa significación para la pared costal.

Resultados de los Órganos de riesgo:

- la técnica de segmentos es estadísticamente mejor que la clásica para el corazón en todos los parámetros analizados ($p<0'01$), y para el pulmón ipsilateral en casi todos ($p\sim 0'001$). Hay cierta ventaja estadística de la técnica de segmentos en cuanto a la mama contralateral. La piel tiene mejor control de máximos con la de segmentos, pero mejor comportamiento a dosis medias con la clásica. No hay significación para cabeza humeral ni médula.
- la técnica clásica es estadísticamente mejor que la IMRT para el corazón a bajas dosis (volumen tratado con al menos 5 Gy ($p=0'001$)) y peor para altas dosis (volumen tratado con al menos 47'5Gy ($p=0'011$)). Lo mismo ocurre para el pulmón ipsilateral. La IMRT baja el promedio de dosis de la mama contralateral ($p=0'001$). No hay significaciones para la piel, la cabeza humeral ni la médula.
- la técnica de segmentos es claramente superior a la IMRT para la dosis al corazón ($p<0'00$). Lo mismo ocurre con la dosis al pulmón ipsilateral ($p<0'00$). La técnica de segmentos disminuye la dosis promedio de la mama contralateral ($p<0'00$) y de la piel ($p<0'001$). No hay significaciones para la médula y la cabeza humeral.

Discusión:

- la técnica de segmentos es claramente superior a la clásica para el caso de las mamas, especialmente para las izquierdas por su menor dosis al corazón. No resulta estadísticamente mejor en los casos de pared costal y drenajes, aunque mejora la dosis a los órganos de riesgo.
- la técnica de IMRT es superior a la clásica para el caso de las mamas, drenajes y pared costal, aunque puede conllevar más dosis a los órganos de riesgo en la zona de bajas dosis.
- la técnica de IMRT logra mejores coberturas de PTV, drenajes y mama que la de segmentos, aunque aumenta la dosis a los órganos de riesgo. Son equiparables para las paredes costales.

Conclusiones

El estudio comparativo de las tres técnicas de planificación dosimétrica del cáncer de mama resulta interesante para la decisión a priori de la técnica adecuada y para el empleo racional de los recursos humanos y técnicos.

CALIBRACIÓN Y PUESTA EN MARCHA DEL SISTEMA DE RADIOTERPIA GUIADA POR LA IMAGEN EXACTRAC

Clemente Gutiérrez F, Pérez Vara C y Prieto Villacorta M

Sección de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Central de la Defensa “Gómez Ulla”. Madrid.

Correspondencia: pclementegutierrez@gmail.com

Palabras clave: ExacTrac, IGRT, infrarrojos, rayos X, control de calidad

Introducción y objetivos

La precisión en la administración de los tratamientos de radioterapia externa puede verse incrementada mediante el empleo de sistemas de guiado por imagen (IGRT). Un caso particular lo constituyen los equipos de rayos X (RX) independientes de la unidad de tratamiento. Entre ellos se encuentra el sistema ExacTrac (Brainlab). El objetivo de este trabajo es presentar brevemente el procedimiento seguido en la calibración y puesta en marcha de dicho sistema.

Material y métodos

Nuestro centro dispone de una unidad CLINAC 2100 CD (Varian) sobre la cual se ha implementado la solución ExacTrac para la realización de tratamientos de IGRT (figura adjunta). El equipo emplea un doble sistema, de infrarrojos (IR) y RX, con el fin de determinar y corregir la posición del paciente en cada fracción. El sistema consta de marcadores corporales, cámaras de IR y sistema de RX. Los marcadores son esferas recubiertas de pintura reflectante en el rango de interés (IR), colocados sobre soportes solidarios con el paciente, pudiendo ser metálicas (visibles en el CT) y plásticas (empleadas en la administración del tratamiento). Las cámaras de IR se orientan al isocentro de la unidad. Reconocen los marcadores corporales y calculan la posición de los mismos respecto del isocentro del acelerador (resolución en la detección de 0.3 ± 0.1 mm [1]). El sistema de RX proporciona dos imágenes oblicuas (DRRs) que permiten la verificación de la posición del paciente respecto de la indicada por los marcadores corporales, lo que redunda en una mejora de la exactitud en la colocación del paciente [2]. El sistema debe calibrarse antes de su uso y periódicamente. A tal efecto, el fabricante dispone de maniquíes específicos para la realización de dicho control (figura adjunta). Para la calibración y verificación del isocentro se emplea un maniquí con 5 marcadores de IR y marcas de alineación laterales y longitudinales, que deben alinearse con el isocentro de la unidad de tratamiento, de tal forma que el sistema de IR es capaz de asumir la posición de este punto respecto de los marcadores sobre dicho maniquí. Para la calibración del sistema de RX se emplea un nuevo maniquí con 8 marcadores reflectantes en el IR sobre dos de sus caras, colocado en una posición y ángulo adecuado. Posteriormente se adquirirá una imagen con cada uno de los dos tubos que componen el sistema, verificando que las cruces que indican el centro de los marcadores sobre el maniquí coinciden con la imagen de los marcadores en la pantalla. El fabricante propone una calibración semanal del sistema (tolerancia de ± 0.7 mm), y una verificación diaria (tolerancia de ± 1 mm). Antes del inicio de la clínica con pacientes, se han realizado una serie de pruebas con un maniquí antropomórfico de región pélvica suministrado por el fabricante (ver figura) que se somete al proceso completo, desde la realización de una adquisición CT con los marcadores visibles en el mismo hasta la verificación de su posicionamiento con los marcadores plásticos.



Resultados y discusión

Con la ayuda de los dos maniqués descritos anteriormente, se ha realizado la calibración del sistema, comprobando la permanencia dentro de la tolerancia establecida por el fabricante (≤ 0.7 mm). Las pruebas con maniqué antropomórfico confirman los resultados previos.

Conclusiones

La calibración y verificación del sistema ExacTrac se ha realizado satisfactoriamente, manteniéndose por debajo de las tolerancias establecidas por el fabricante. Se ha implementado un programa de garantía de calidad con periodicidad diaria para la verificación y semanal para la calibración del sistema. La solución ExacTrac ha sido validada para su uso clínico.

Bibliografía

- [1] Wang L, Solberg T, Medin P, Boone R. Infrared patient positioning for stereotactic radiosurgery of extracranial tumors. *Comput Biol Med* 2001; 31(2): 101-11.
- [2] Verellen D, Soete G, Linthout N, Van Acker S, De Roover P, Vinh-Hung V, et al. Quality assurance of a system for improved target localization and patient set-up that combines real-time infrared tracking and stereoscopic X-ray imaging. *Radiother Oncol* 2003; 67(1): 129-41.

UN MÉTODO SENCILLO PARA EL CONTROL DE CALIDAD DEL ISOCENTRO DEL SISTEMA CONE BEAM CT PARA UN ACELERADOR ELEKTA SYNERGY

Clemente Gutiérrez F, Pérez Vara C y Prieto Villacorta M

Sección de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla". Madrid.

Correspondencia: pclementegutierrez@gmail.com

Palabras clave: Cone Beam CT, Control de calidad, IGRT, isocentro

Introducción y objetivos

El empleo de técnicas de radioterapia guiada por imagen (IGRT) se ha ido generalizando a lo largo de los últimos años. Un caso particular lo constituyen los sistemas de tomografía de haz cónico (CBCT). Como cualquier equipo que emplea radiaciones ionizantes en el diagnóstico o tratamiento de pacientes, tal sistema debe ser contemplado dentro de un programa de garantía de calidad según las recomendaciones y normas vigentes. En particular, entre las pruebas geométricas contempladas en tal programa para estos sistemas de IGRT, debe incluirse la referida a la verificación de la coincidencia entre los isocentros de la unidad de tratamiento y el equipo de imagen. Este trabajo recoge el procedimiento semanal seguido en nuestro para dicha verificación.

Material y métodos

Disponemos en nuestro centro de un acelerador Elekta Synergy, dotado de un sistema CBCT de kV (XVI, Elekta). Las recomendaciones establecidas [1, 2, 3] recogen la verificación de la coincidencia entre los isocentros de los haces terapéuticos y de imagen. El fabricante dispone de un maniquí propio para la realización de dicho control (Ball Bearing Phantom). El procedimiento recomendado analiza la discrepancia entre isocentros con una precisión inferior a 0.25 mm, aunque requiere un tiempo mínimo de realización de unos 45 minutos. Nuestro centro ha implementado un sistema rápido para la verificación rutinaria de la coincidencia de isocentros, relegando el sistema del fabricante a una periodicidad semestral. Se basa en el empleo de un maniquí cúbico homogéneo (EasyCube, IBA Dosimetry), habitual en el control de calidad individualizado de tratamientos de IMRT (ver figura). El maniquí ofrece en todas sus caras una serie de reglas que proporcionan una precisión en su posicionamiento de 1 mm. Se ha realizado un CT del maniquí (cortes de 1 mm de espesor) al que se asocia un isocentro virtual coincidente con el centro del mismo. El procedimiento consiste en la colocación del cubo sobre la mesa de tratamiento del tal forma que su centro coincida con el isocentro del acelerador, y en la posterior adquisición de una imagen de CBCT. Las correcciones propuestas al usuario al reconstruir la imagen y compararla con en CT de referencia deben ser ≤ 1.5 mm en los tres ejes. Esta prueba se realiza con una periodicidad semanal [3]. Adicionalmente, el montaje permite desplazar el cubo a una posición conocida respecto del isocentro, de tal manera que las correcciones propuestas por el equipo, y que serán trasladadas a la mesa de tratamiento para su compensación automática, pueden ser también verificadas.

Resultados y discusión

Los desplazamientos propuestos por el sistema son registrados semanalmente, y se mantienen por debajo de 1.5 mm para los tres ejes de coordenadas en todos los casos (ver figura). La realización semestral del test Ball Bearing confirma este resultado, pues las discrepancias encontradas siempre se encuentran dentro de este mismo rango.

Conclusiones

Se ha presentado un procedimiento rápido y sencillo para la verificación de la coincidencia entre los isocentros de la unidad de tratamiento y del sistema de IGRT acoplado al brazo de la unidad. Los resultados indican que la posición de ambos se mantiene por debajo de la tolerancia establecida de ± 1.5 mm. Esta prueba se realiza con una periodicidad semanal. El tiempo requerido para la realización de la misma es significativamente menor que el necesario al emplear el maniquí propio del fabricante, por lo que el empleo del mismo se ve relegado a una periodicidad semestral.

Bibliografía

- [1] Bissonnette J, Moseley D, Jaffray D. A quality assurance program for image quality of cone-beam CT guidance in radiation therapy. *Med Phys* 2008; 35(5): 1807-15.
- [2] Bissonnette J, Balter P, Dong L, Langen K, Lovelock D, Miften M, et al. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: a report of the AAPM TG-179. *Med Phys* 2012; 39(4): 1946-63.
- [3] Lizuain M, Capuz A, Crispin V, Garcia S, Juan X, Jurado D, et al. La radioterapia guiada por la imagen. *Rev Fis Med* 2008; 9(3): 113-126.

CARACTERIZACIÓN DE LA RESPUESTA ANGULAR DEL ARRAY-2D SEVEN29 INTRODUCIDO EN MANIQUÍ OCTAVIUS

Puchades Puchades V, Serna Berná A, Mata Colodro F, Ramos Amores D, Mateos Giménez J y Jiménez Martínez A

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario Santa Lucía. Cartagena. Murcia.
Correspondencia: vicente.puchades2@carm.es

Palabras clave: VMAT, IMRT, control de calidad

Introducción y objetivos

La realización de controles de calidad para la verificación de los tratamientos de Intensidad Modulada en Radioterapia (IMRT) o en Tratamientos de terapia volumétrica con Arcos (VMAT) se puede realizar de muy diversas maneras (1-2), entre las que se encuentra la posibilidad de la verificación de la dosis en un plano mediante un conjunto formado por maniquí y un array o matriz de detectores. En este trabajo se va a estudiar la respuesta angular que presenta el conjunto formado por el maniquí Octavius y la matriz de cámaras Seven29 (3).

Material y métodos

Nuestro servicio consta de dos aceleradores VARIAN 2300 iX equipados con un Multiláminas Milenium de 120 láminas con los que se han realizado las irradiaciones. Por su diseño, el detector matricial Seven29 presenta una respuesta dependiente del ángulo de incidencia del haz de radiación. El maniquí Octavius está diseñado para compensar este defecto. El maniquí es hexagonal y puede rotarse para obtener planos de dosis a diversas angulaciones. En su parte inferior tiene una cavidad de aire para compensar el defecto de respuesta de la matriz en incidencias posteriores. Este trabajo pretende evaluar la compensación que introduce el maniquí Octavius para mitigar la dependencia angular que presenta el detector Seven29. Para ello, con el Seven29 insertado en el maniquí Octavius, en la orientación 0° , se irradió con un campo de RX de 6 MV, de tamaño $10 \times 10 \text{ cm}^2$, desde todas las incidencias de diez en diez grados, tomando la lectura de la cámara central. Las UM programadas en cada campo fueron las calculadas por el planificador Eclipse V10 en cada angulación para obtener la misma dosis en la cámara central. Se incluyó en los cálculos la mesa de tratamiento para tener en cuenta la atenuación en los campos posteriores. La variación de respuesta se normalizó al valor de dosis obtenido para el haz con incidencia a 0° .

Resultados y discusión

Las irradiaciones con campos en el intervalo $\pm 50^\circ$ de giro de brazo presentan diferencias con respecto a sus campos opuestos en torno al 1%. En las angulaciones próximas a la horizontal la diferencia alcanza hasta el 8% en comparación con la dirección perpendicular (véase la figura 1). Por tanto el maniquí Octavius, aunque compensa bien cuando el haz incide posteriormente a las cámaras de Seven29, presenta un déficit importante de respuesta cuando la irradiación es próxima a la horizontal.

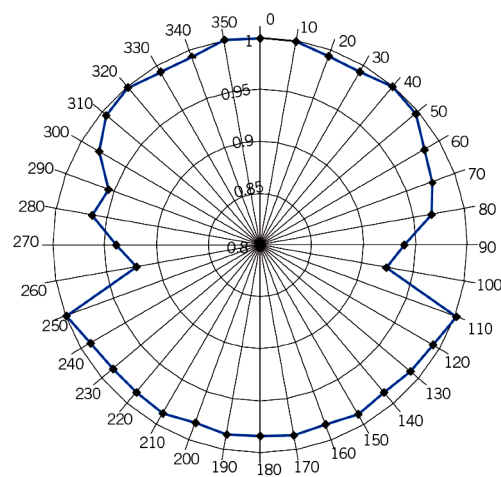


Figura 1: Respuesta angular del Seven29, estando normalizada a 1 a ángulo 0° .

Conclusiones

Se debe tener precaución si se usan angulaciones próximas a la horizontal para evitar introducir un error importante por el sistema de medida. Estos errores pueden ser más importantes en IMRT para aquellos campos con angulaciones próximas a la horizontal que en VMAT donde se reparte la radiación en un ángulo completo.

Bibliografía

- [1] Alber M, Broggi S, De Wagter C, Eichwurz I, Engström P, Fiorino C, et al. Guidelines for the verification of IMRT. ESTRO Booklet 9. 2008.
- [2] Masi L, Casamassima F, Doro R., Francescon P. Quality assurance of volumetric modulated arc therapy: evaluation and comparison of different dosimetric systems. *Med Phys* 2011;38:612–621.
- [3] Van Esch A, Clermont C, Devillers M, Iori M, Huyskens DP. On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and the Octavius phantom. *Med Phys* 2007;34:3825-37.

PUESTA EN MARCHA DE UN SISTEMA SENCILLO DE VERIFICACIÓN DE IMRT CON ELEKTA IVIEWGT Y PLANIFICADOR ELEKTA MONACO

Ayala Lázaro R, García Hernández MJ, Gómez Cores S, Jiménez Rojas R, Sendón del Río JR, Polo Cezón R y Gómez Calvar R

Servicio de Dosimetría y Radioprotección. HGU Gregorio Marañón, Madrid.

Correspondencia: rafael.ayala@salud.madrid.org

Palabras clave: IVIEWGT, MONACO, EPID

Introducción y objetivos

La utilización de dispositivos electrónicos de imagen portal (EPID) se considera una forma rápida, efectiva y sin coste añadido de verificación de tratamientos de IMRT[1] estática o dinámica[2]. Su implementación como herramienta de verificación, sin embargo, puede ser bastante complicada. Se presenta una forma sencilla de puesta en marcha de este sistema mediante el método de Lee et al. [3] y usando el planificador Elekta MONACO.

Material y métodos

Se ha utilizado un acelerador Elekta Synergy preparado para tratamientos de IMRT Step and Shoot y el dispositivo IViewGT para la imagen portal. Se trata de un panel plano de silicio amorfo de 409.6x409.6mm² que produce una imagen de 1024x1024 píxeles y que se posiciona a una distancia fija de 160cm respecto de la fuente. Las medidas se han realizado con la energía de 6MV, que es la utilizada en los tratamientos de IMRT en nuestro centro.

Calibración: Se realizaron pruebas de caracterización para evaluar la linealidad y el "ghosting" del detector. El método descrito por Lee consiste esquemáticamente en medir unos factores campo con el EPID y buscar una profundidad en agua que reproduzca los mismos factores. Una vez establecida esta profundidad, se trata de calcular la relación entre UM y dosis absorbida en un bloque de agua a esa profundidad y a distancia SDD=160cm para un campo de referencia 10x10cm².

Distribución de dosis en EPID IVIEWGT: Para poder registrar satisfactoriamente un campo de IMRT con IVIEWGT hay que tener en cuenta una serie de factores. Por defecto los distintos segmentos no se suman ponderados por el valor de la señal recogida sino por el valor de gris que se usa para representarlos en pantalla.[4] Es por ello necesario cambiar un parámetro de un archivo de configuración del software de adquisición. La exportación de las imágenes se realiza en formato HIS ya que es el recomendado por el fabricante para obtener las imágenes "crudas". Es muy importante exportar el encabezado de la imagen porque contiene información necesaria para establecer una relación lineal entre valor de píxel y UM. La distribución de dosis se consigue aplicando la curva de calibración VP/UM y el factor de calibración cGy/UM. Se estudió la dependencia de los valores de píxel con el ángulo de gantry, observando un desplazamiento y una inclinación del panel. Se aplicaron unas matrices de corrección y un offset a las imágenes para solucionar este problema. Finalmente, para la exportación de los planos de dosis, se eligió un formato que imita al del planificador.

Distribución de dosis de Monaco: Al calcular el plano de dosis correspondiente en el planificador Monaco surgen varios problemas. El software planificador necesita un estudio de imagen para poder calcular, es decir, no se pueden usar maniqués virtuales. Hubo, por lo tanto, que modificar las imágenes DICOM de un estudio CT para que dieran cuenta de un maniqué de agua con las dimensiones correspondientes al detector. También fue necesario modificar el contorno del paciente para que el isocentro estuviera contenido dentro de él. En cuanto al cálculo, el algoritmo de pencil beam para un maniqué homogéneo es una buena opción por su rapidez, pero no se puede usar debido a la gran distancia fuente-detector. Esto es un problema también para el cálculo con Monte Carlo ya que si bien sí que permite calcular, el tiempo de cálculo se ve incrementado.

Verificación Para los campos de IMRT se han usado dos programas informáticos, un software comercial y un programa propio que permite agilizar el proceso. El análisis se ha realizado mediante un índice gamma (3%,3mm), local y global. Los tratamientos analizados con este sistema fueron previamente verificados mediante un array de cámaras de ionización.

Resultados y discusión

Los estudios de linealidad y ghosting del detector resultaron estar conformes a los estudios publicados. [1] La calibración del dispositivo dio una profundidad de verificación en agua de 6.5cm. La coincidencia de perfiles de campos rectangulares es muy buena y los resultados de los índices gamma son comparables a los obtenidos con otro detector.

Conclusiones

Es posible utilizar el sistema de imagen IVIEWGT para verificar planos de dosis en conjunto con el sistema de planificación Elekta MONACO. El método no es complejo y es fácilmente implementable en cualquier hospital.

Bibliografía

- [1] Dose-response characteristics of an amorphous silicon EPID. Winkler, P. et al. Med. Phys. 32, 3095 (2005)
- [2] The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pretreatment verification of dynamic IMRT. Linthout N., Verellen D., V. Acker S., Storme G. Radiotherapy & Oncology 71 235 (2004)
- [3] A simple approach to using an amorphous silicon EPID to verify IMRT planar dose maps
Lee C., Menk F., Cadman P., Greer P.B.. Med. Phys. 36, 984 (2009)
- [4] Validation des plans de radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité avec les images portales. Delpon G., Warren S., Mahé D., Gaudaire S., Lisbona A. Cancer/Radiothérapie 11, 197 (2007)

DIFERENCIAS DOSIMÉTRICAS ENTRE HACES DE ELECTRONES CON LOS APLICADORES RIO DE GMV Y LOS APLICADORES CONVENCIONALES ELEKTA

Sendón del Río JR, Ayala Lázaro R, Jiménez Rojas MR, Gómez Cores S, González Ruiz C, García Hernández MJ y López Bote MA

Servicio de Dosimetría y Protección Radiológica. Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid.
Correspondencia: joseamos.sendon@salud.madrid.org

Palabras clave: Radioterapia intraoperatoria, aplicadores

Introducción y objetivos

La radioterapia intraoperatoria (RIO) es una modalidad de tratamiento del cáncer que consiste en una sesión de radiaciones ionizantes sobre el tumor macroscópico o el lecho tumoral quirúrgicamente expuesto. En nuestra institución, se administra con haces de electrones generados en un acelerador lineal de uso general y adaptado mediante aplicadores específicos (aplicadores RIO). En este trabajo estudiamos las diferencias dosimétricas entre los haces de electrones modificados por los aplicadores convencionales y los mismos modificados por los aplicadores RIO.

Material y métodos

Los aplicadores RIO constan de una pieza terminal de metacrilato con diámetros entre 3 y 15 cm, angulados 0° a 45° cada 15°, longitud 19.5 cm y espesor 3 mm. Esta pieza se alinea con el haz de radiación uniéndola físicamente al cabezal del acelerador con: un cilindro de metacrilato de 39.5 cm y 3 mm de espesor; una bandeja con prolongador de Al de 23 cm de longitud e igual diámetro interno que el externo del cilindro. El aplicador convencional utilizado es de Elekta con campo 20x20 cm². Las distribuciones de dosis fueron medidas en agua con un diodo tipo p EFD3g y sistema dosimétrico RFA300 en haces de electrones de energía nominal 6 y 12 MeV.

Resultados y discusión

La homogeneidad del volumen encerrado por la isodosis del 90% es menor que 105% en aplicadores RIO de diámetro 12 y 15 cm, aumentando con la energía y con sobredosificación distribuida lateralmente. Los PDD's con aplicador convencional tienen mayor pendiente y alcance que los correspondientes con aplicador RIO. El alcance aumenta con el diámetro del cono entre los conos de 3 y 7 cm, se mantiene en 1 mm entre 7 y 10 cm y disminuye entre 10 y 15 cm. La isodosis del 90% para el bisel de 45° se contrae hacia el eje de radiación en la zona de la punta y se cierra con mayor ángulo que el eje físico en la zona del talón. La radiación dispersa en el aplicador RIO de 3 cm de diámetro es superior al 10% a 10 cm de distancia lateral y parte de la superficie.

Conclusiones

Las diferencias entre las distribuciones de dosis de los aplicadores RIO de GMV y las de los aplicadores convencionales se pueden explicar a partir de la dispersión y atenuación de los electrones en los componentes del aplicador RIO:

- Sobredosificación periférica y disminución del alcance en profundidad en forma de "corona" por electrones de altas energías dispersados en las paredes de bisel con diámetro suficientemente grande para distribuir las contribuciones en dosis uniformemente.
- Variación de dosis lateral en la meseta de los perfiles para bisel distintos de 0° por dispersión de los electrones en las paredes del bisel en dirección al eje geométrico.
- Distribución de radiación dispersa con altos niveles en aplicadores RIO de pequeño diámetro por radiación producida en la bandeja y en las paredes del aplicador con valor relativo alto debido al bajo factor del aplicador.

Agradecimientos:

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad (IPT-300000-2010-003, PSE-300000-2009-5, TEC2010-21619), Comunidad de Madrid (ARTEMIS S2009/DPI-1802) y Fondos FEDER.

Bibliografía

[1] Bjork P., Nilsson P. and Knoos T. Dosimetry characteristics of degraded electron beams investigated by Monte Carlo calculations in a setup for intraoperative radiation therapy. Phys. Med. Biol. 2002; 47: 239-256.

PROCESO DE LICENCIAMIENTO E IMPLANTACIÓN DE UN ACELERADOR LINEAL MÓVIL PARA TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

Sierra Díaz F, González Ruiz C, García Marcos R, Gallego Franco P, Rodríguez Checa M, Gómez Calvar R y López Bote MA

Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Servicio de Dosimetría y Radioprotección. Madrid.
Correspondencia: fsierra.hgugm@salud.madrid.org

Palabras clave: Radioterapia intraoperatoria, acelerador móvil, factor ocupación

Introducción y objetivos

Durante el año 2012 se han realizado los estudios previos a la implantación de un nuevo acelerador lineal móvil destinado a tratamientos de radioterapia intraoperatoria, en el Hospital General Universitario Gregorio Marañón, tramitando la preceptiva solicitud de autorización ante la Dirección General de Industria de la Comunidad de Madrid. El equipo, de la firma Sordina, modelo LIAC, tiene capacidad para emitir electrones de hasta 12 MeV, con una gama de aplicadores circulares de diferentes diámetros. Se suministra con unas mamparas de protección radiológica móviles de varios tamaños y espesores, cuyo objetivo es facilitar el empleo del acelerador disminuyendo los requerimientos de barreras estructurales fijas. Se presentan los resultados del estudio de seguridad, a partir de las características específicas de este acelerador y de esta instalación concreta. El objetivo fundamental es mostrar como se han definido los procedimientos de trabajo, de manera inequívoca, para que juntamente con la propia estructura de la instalación, y los elementos de protección radiológica óptimamente ubicados, se garantice el cumplimiento de la clasificación de zonas, los factores de ocupación y las dosis esperadas según ellos.

Material y métodos

Se emplean los procedimientos descritos en el report nº 151 de la NCRP [1] para los cálculos del estudio de seguridad, y se siguen recomendaciones contenidas en los documentos del IAEA SRS nº 47 [2] y de laAAPM TG72 [3]. También se obtiene una estimación de las dosis esperadas mediante la transformación de los valores experimentales de dosis medidos, para este modelo, en condiciones de referencia, publicados en [4].

Resultados y discusión

Se presentan el estudio de seguridad y el reglamento de funcionamiento, que plantean las mejores ubicaciones posibles, tanto del equipo como de las barreras móviles, así como una adecuada organización de los procedimientos de trabajo y funciones y responsabilidades del personal que los ejecuta, de manera que las dosis esperadas, resultantes del cálculo, se mantengan en niveles aceptables. En este caso contamos como aspecto favorable que el acelerador se pretende usar en una dependencia fija, que constituye ya una zona controlada y tiene determinadas condiciones estructurales de protección en cuanto a materiales constructivos, accesos y compartimentación, pues forma parte de la instalación actual de radioterapia; es un quirófano, y dependencias anexas, integradas en el área donde se realizan tratamientos de yodoterapia y de braquiterapia de alta y baja tasa de dosis. La dosis máxima esperada, durante el procedimiento clínico, se produce dentro de una zona controlada, en un pasillo de circulación de trabajadores: 0,26 mSv/semana, frente a un límite de 0,4 mSv/semana (considerando que solo pueden acceder a ese punto profesionales expuestos, de la propia instalación de radioterapia), habiendo considerado además un factor de ocupación (1/16) que es conservador conociendo el tipo de trabajo y circulaciones que se dan en esta zona. Durante las fases de precalentamiento y controles rutinarios, la dosis más alta se espera en la consola del operador (0,03 mSv/semana, con factor de ocupación 1), y en un punto del mismo pasillo citado antes (0,011 mSv/semana tras el tabique y 0,39 tras la puerta, ambos con factor de ocupación 1/16, que resultaría conservador en exceso para detrás de la puerta, ya que no es un acceso que se utilice a esa sala y por ello nadie se situará tras ella ni siquiera de forma ocasional).

Conclusiones

Se demuestra como es posible adaptar las ubicaciones de las barreras de protección radiológica móviles suministradas con el equipo, y definir los procedimientos de esta práctica, para obtener unas dosis esperadas, según el estudio de seguridad, dentro de lo tolerable. A ello contribuye decisivamente el blindaje que proporcionan las condiciones estructurales de construcción de la instalación, destinada en su origen a implantes y hospitalización con fuentes radiactivas; con un riguroso cumplimiento de la clasificación y compartimentación de las zonas y la permanencia en ellas, es posible abordar cargas de trabajo relativamente altas como en nuestro caso, de hasta 4 procedimientos a la semana.

Bibliografía

- [1] “Structural shielding design and evaluation for megavoltage X- and Gamma-ray radiotherapy facilities NCRP Report n° 151” (2005)
- [2] “Radiation Protection in the design of Radiotherapy Facilities”. IAEA, Safety Report Series n° 47. (2006).
- [3] “Intraoperative radiation therapy using mobile electron linear accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group n° 72. Beddar A.S. et al. Medical Physics 33 (5), May 2006.
- [4] “Radiation protection measurements around a 12 MeV mobile dedicated IORT accelerator. Soriani A. et al. Medical Physics 37 (3), March 2010
- [5] “Radiation survey around a Liac mobile electron linear accelerator for intraoperative radiation therapy. Ciocca M., et al. Journal of Applied Clinical Medical Physics, vol 10, n° 2 (2009).

RANGE MONITORING IN PROTON THERAPY BY MEANS OF SECONDARY RADIATION DETECTION

Torres Espallardo I¹, Gillam JE¹, García Ortega P^{1,2}, Cabello J³, Oliver J¹, Llosá G¹, Trovato M¹, Solaz C¹, Lacasta C¹ y Rafecas M^{1,4}.

¹Instituto de Física Corpuscular – IFIC. Edificio Institutos de Investigación. Valencia.

²European Organization for Nuclear Research – CERN. Ginebra, Suiza.

³Klinikum rechts der Isar. Nuklearmedizin Klinik und Poliklinik. Múnich. Alemania.

⁴Universidad de Valencia. Física Atómica, Molecular y Nuclear. Burjassot. Valencia.

Correspondencia: irene.torres@ific.uv.es

Palabras clave: Protontherapy Monitoring, PET, Compton Camera, Range estimation

Introducción y objetivos

Total patient dose reduction and energy dependence on the finite range of the proton are the main advantages of the protontherapy. The latter increases flexibility during treatment planning, providing an additional variable, improving target conformality. But also, proton range is associated with several uncertainties that must be addressed in order to obtain a successful outcome: therefore range verification is necessary to treatment optimization and patient safety. Given that the primary protons do not exit the patient, standard portal imaging cannot be used for QA. Thus, the monitoring method can only be based on secondary emerging radiation, such as annihilation photons [1] and prompt gamma radiation [2]. Secondary particles are considered because there is a relation, though not direct, between both the range and deposited energy of the proton beam and the production of secondary photons along the beam path. The annihilation photons are the consequence of a positron emitter distribution, generated by proton induced nuclear interactions. The detection of annihilation photons by means of PET is used clinically for range verification, but it has some limitations using standard scanners, like the low positron yield and the biological wash-out processes. To reduce the effect of wash-out and in order to measure short half-life positron emitters, in-beam PET has been proposed which requires an opening in the radius of the scanner. An open-ring geometry produces some artifacts in the reconstructed image that could be compensated for by the use of time-of-flight (TOF) information. Prompt gamma are highly energetic photons emitted in a very short period after the proton passage, less than 1 ns, and arise from excited nuclear states induced by proton-nucleus interactions. Their detection using Compton Cameras (CCs) is a promising verification technique [3] and offers the possibility of real-time monitoring, although it has not been used clinically. The goal of this work is to study the ability of the open ring PET geometries with TOF and of the proposed Compton Camera for assessing range shifts below 5 mm. All this work is part of the ENVISION project which is directed towards on-line dose monitoring in hadrontherapy.

Material y métodos

In order to evaluate the capability to reproduce the distal edge of the proton beam, a set of sources emulating the annihilation photons from β^+ -emitters produced after proton pencil beam irradiation (5×10^7 protons) on a PMMA target (75 mm radius and 200 mm length) was simulated in Geant4.9.3. The energy of the proton beam was varied from 156 to 164 MeV in 5 steps to produce a 3 mm range shift in each. The geometry of the PET scanner was based on the Gemini configuration which consists of 28 modules made of $4 \times 4 \times 22$ mm³ LYSO crystals arranged in a cylinder of 90 cm diameter and 18 cm axial length. For the open ring geometry, 12 modules were removed from the original Gemini arrangement. In the simulations we have included a realistic coincidence time resolution of 600 ps and a secondary value of 200 ps which considered improvements in the detector technology. The image reconstruction code is based on MLEM and probabilities were calculated using ray-tracing based on the Siddon algorithm. We have modified it in order to include time of flight (TOF) information. The simulations of the PET scanner were performed with Gate 6.1. The initial design of the CC is made up of six layers of LaBr crystal (dimensions $1 \times 20 \times 20$ cm³), separated by 10 cm. The scintillator crystals are read out by Silicon Photomultipliers. The data have been reconstructed using MLEM code adapted for Compton imaging considering two and three interaction events. The simulations for the Compton Camera have been done with Geant4.9.3. The CC is situated 90° to the beam axis.

Resultados y discusión

The reconstructed images of the annihilation photons and the prompt gamma distributions generated after the beam passage are shown in Figure 1. The artifact (widening the beam thickness) produced by the partial ring geometry is visible (third and fourth columns in the figure) and also the effect of TOF information, reducing the lateral size of the reconstructed beam. Nevertheless, the determination of the distal edges (shown in the Figure 2) is not affected by this artifact for these simulations. It is expected

that for a more complex distribution (treatment field) could induce more degradation and therefore the use of the TOF could be more important. The Compton images show the shape of the original prompt gamma distribution in the case of the 2-interaction reconstruction for the different proton energies and provide good distal edge determination (purple filled circles in the plot). For the 3-interaction case, noise dominates the images, although the shape of the distribution was still interpretable.

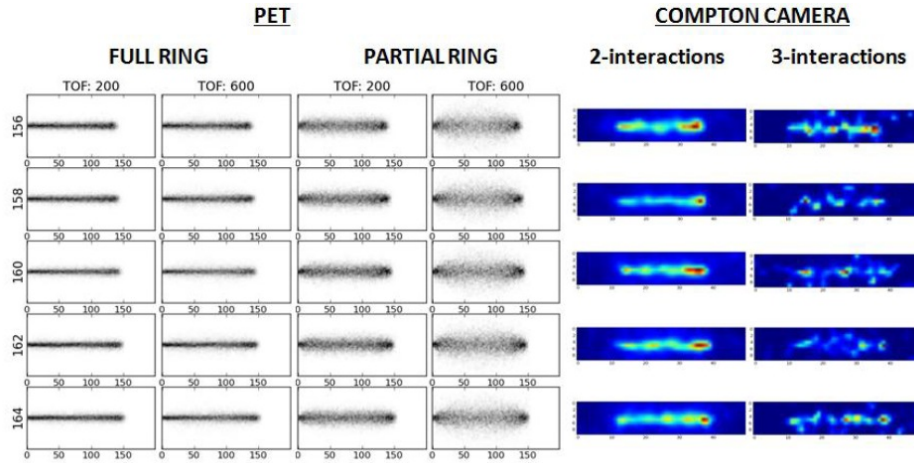


Figure 1 Reconstructed images of the annihilation photons (PET) and the prompt gamma (Compton Camera) for the different proton beam energies.

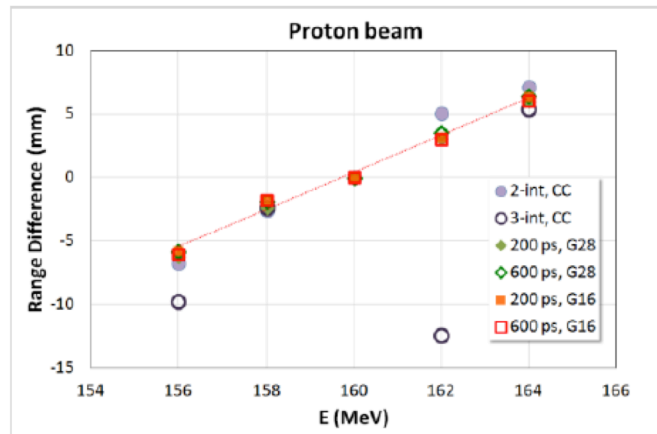


Figure 2 Range difference between the obtained range for a given energy and the reference energy (160 MeV)

Conclusions

Crystal-based PET with TOF information is able to distinguish range differences below 5 mm, despite the artifacts produced in broken ring geometry. In Compton Imaging, 2-interaction event reconstruction shows better results than 3-interaction events (there are more events in the 2-interaction case). Future work will be focused in simulating patient data including realistic delivery scenario and in improving the reconstruction algorithms.

Bibliografía

- [1] W. Enghardt et al. Nucl. Instr. Phys. Res. A 525 (2004) 284
- [2] CH. Min et al. App. Phys. Lett 89 (2006)
- [3] G. Llosá et al. Nucl. Instr. And Meth. A (2013) in press

MODELADO DEL TABLERO EN UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN PARA TRATAMIENTOS DE ARCOTERAPIA VOLUMÉTRICA MODULADA

Clemente Gutiérrez F, Pérez Vara C y Prieto Villacorta M

Sección de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Central de la Defensa “Gómez Ulla”. Madrid.

Correspondencia: pclementegutierrez@gmail.com

Palabras clave: Mesa de tratamiento, sistema de planificación, VMAT, atenuación

Introducción y objetivos

El desarrollo de nuevas técnicas de tratamiento, como la radioterapia guiada por la imagen (IGRT) o la arcoterapia volumétrica modulada (VMAT) requieren del empleo de mesas de tratamiento con tableros que posean la atenuación más baja posible, compatible con la robustez propia de su función. La complejidad de estas técnicas requiere de la inclusión del tablero en el cálculo de tales tratamientos, por lo que se hace necesario modelar el mismo en el sistema de planificación. Este trabajo recoge una evaluación de la funcionalidad que posee nuestro sistema de planificación para incluir el tablero en los tratamientos de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y VMAT.

Material y métodos

Nuestro centro dispone de un acelerador Elekta Synergy con capacidad para realizar tratamientos de VMAT. El tablero de la mesa (iBEAM Evo, Elekta) posee un núcleo de espuma plástica embebido entre planchas de fibra de carbono (CF). El sistema de planificación empleado en el diseño de tratamientos de IMRT y VMAT es Monaco 3.1 (CMS, Elekta). Esta versión dispone de una funcionalidad para incluir el tablero en el cálculo de los tratamientos mencionados, como estructuras de interés sobre el CT de planificación. Se ha estudiado la aplicación de diversos valores para la densidad electrónica del núcleo de espuma y CF, resultando los más adecuados 0.03 g/cm^3 y 0.55 g/cm^3 , respectivamente [1, 2]. Para comprobar la validez de tal elección, se irradia un maniquí homogéneo (EasyCube, IBA Dosimetry) que contiene un inserto con cámara de ionización (CC04, Scanditronix-Wellhöffer) en su centro. El plan de irradiación consiste en haces de fotones de 6 MV, con un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, dispuestos cada 5° . Se administran 100 UM en cada una de las posiciones, comparando las lecturas de la cámara con los cálculos realizados en el sistema de planificación con la estructura propuesta para la mesa (rejilla de cálculo de 3 mm y varianza de 1% para el cálculo Monte Carlo).

Resultados y discusión

La figura adjunta recoge las desviaciones (en valor absoluto) encontradas entre las lecturas de la cámara de ionización y los valores determinados por el sistema de planificación, en coordenadas polares. La mayor discrepancia se corresponde con valores angulares de 110° y 250° (2.58%). En el resto de los casos, las desviaciones son inferiores al 2%.

Conclusiones

Se ha comprobado la validez del modelado de la mesa de tratamiento en el sistema de planificación. La mayor discrepancia encontrada (2.58%) corresponde a valores angulares de 110° y 250° . El resultado asegura la correcta inclusión del tablero en la planificación de tratamientos de IMRT y VMAT, algo imprescindible a la vista de la complejidad de las citadas técnicas.

Bibliografía

- [1] NJeh C, Parker J, Spurgin J, Rhoe E. A validation of carbon fiber imaging couch top modeling in two radiation therapy treatment planning systems: Philips Pinnacle and BrainLAB iPlan RT Dose. *Radiat Oncol* 2012; 7: 190.
- [2] Smith D, Christophides D, Dean C, Naisbit M, Mason J, Morgan A. Dosimetric characterization of the iBEAM Evo carbon fiber couch for radiotherapy. *Med Phys* 2010;37(7): 3595 – 606.

TRATAMIENTO HIPOFRACCIONADO DE PRÓSTATA MEDIANTE ARCOTERAPIA VOLUMÉTRICA MODULADA

Clemente Gutiérrez F., Pérez Vara C. y Prieto Villacorta M.

Sección Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Central de la Defensa “Gómez Ulla”. Madrid.
Correspondencia: pclementegutierrez@gmail.com

Palabras clave: Hipofraccionamiento, VMAT, próstata, IGRT

Introducción y objetivos

Diversos estudios han propuesto a lo largo de los últimos años esquemas de tratamiento hipofraccionados para el cáncer de próstata. Dichos esquemas han sido diseñados con el objetivo de incrementar el control local de la enfermedad o reducir complicaciones. Suponen además una clara mejora desde el punto de vista logístico y organizativo para los centros de tratamiento y para el propio paciente. Los tratamientos hipofraccionados son posibles porque el cociente a/b para el carcinoma de próstata es comparable, e incluso inferior, al de los tejidos sanos circundantes [1]. Este trabajo presenta el esquema adoptado en nuestro centro para el tratamiento hipofraccionado del cáncer de próstata mediante arcoterapia volumétrica modulada (VMAT).

Material y métodos

El sistema de planificación empleado para la generación de tratamientos VMAT es Monaco 3.1 (CMS, Elekta). Es capaz de generar haces de tratamiento empleando funciones de coste biológicas. El empleo de un único arco es suficiente para producir las distribuciones de dosis requeridas. Los tratamientos VMAT son administrados con un acelerador lineal Elekta Synergy, con capacidad para realizar técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT). La realización de una tomografía de haz cónico (CBCT) diaria permite corregir el posicionamiento del paciente en cada fracción, disminuyendo las incertidumbres geométricas. Es razonable suponer que el impacto de las mismas será mayor en el caso de los tratamientos hipofraccionados frente a los esquemas convencionales. El esquema de fraccionamiento, asumiendo un valor para el parámetro a/b = 1.5 Gy y 3 Gy para la próstata y tejidos sanos, respectivamente, consta de 28 fracciones. El fraccionamiento es de 2.5 Gy a glándula prostática, 2.0 Gy a próstata + vesículas seminales si se trata de un paciente de riesgo intermedio y 1.8 Gy si se incluyen las cadenas linfáticas pélvicas en la estadificación como próstata de alto riesgo [2]. Las dosis equivalentes a un fraccionamiento estándar para el esquema adoptado se presentan en la tabla adjunta.

Resultados y discusión

El sistema de planificación es capaz de generar arcos de tratamiento válidos. Los volúmenes blanco alcanzan una homogeneidad y cobertura de dosis óptima (ver figura), mientras que los órganos de riesgo mantienen las restricciones dosis-volumen en acuerdo con los parámetros impuestos en las recomendaciones QANTEC [3] (con tales restricciones adaptadas al esquema de fraccionamiento descrito según el modelo lineal cuadrático, asumiendo los cocientes a/b previos – ver tabla). El tiempo promedio de tratamiento es de 278 ± 24 s.

Conclusiones

El empleo conjunto de VMAT junto con técnicas de IGRT constituyen potentes herramientas para cubrir satisfactoriamente un programa de tratamiento de próstata hipofraccionado. Es posible generar planes de de tratamiento óptimos para cubrir adecuadamente los volúmenes blanco y preservar los órganos de riesgo. VMAT permite igualmente la administración del tratamiento en un único arco, con una reducción significativa del tiempo de tratamiento frente a otras técnicas de intensidad modulada.

Bibliografía

- [1] Brenner DJ, Hall EJ. Fractionation and protraction for radiotherapy of prostate carcinoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999; 43(5): 1095-101.
- [2] Kupelian PA, Willoughby TR, Reddy CA, Klein EA, Mahadevan A. Hypofractionated intensity-modulated radiotherapy (70 Gy at 2.5 Gy per fraction) for localized prostate cancer: Cleveland Clinic experience. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007; 68(5): 1424–30.
- [3] Marks LB, Yorke ED, Jackson A, Ten Haken RK, Constone LS, Eisbruch A, et al. Use of normal tissue complication probability models in the clinic. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010; 76(3): S10-S19.

EVALUACIÓN DE PARÁMETROS DEL HDV (V20 Y Dmed) EN RADIOTERAPIA ADAPTADA DE CÁNCER DE PULMÓN CON DISEÑO DE VOLUMENES PULMONARES COMPUESTOS (ITV)

Monroy Antón JL, Soler Tortosa M, López Muñoz M, Navarro Bergadá A, Estornell Gualde MA y Melchor Iñiguez M

Servicio Oncología Radioterápica. Hospital Universitario de La Ribera. Alzira. Valencia. España.

Correspondencia: jlmonroyster@gmail.com

Palabras clave: Radioterapia adaptada, cáncer de pulmón, ITV, V20, Dosis media

Introducción y objetivos

El tratamiento de los tumores pulmonares con radioterapia externa conformada 3D plantea el reto del movimiento de los volúmenes diana, así como de las estructuras sanas que se consideran órganos de riesgo. Este movimiento fisiológico condiciona el diseño y la planificación del tratamiento. El pulmón no afectado por la tumoración primaria, considerado órgano a proteger, está en proceso continuo de expansión-retracción con los movimientos respiratorios, hecho que podría influir en la consideración de dosis recibidas por este órgano dependiendo de su grado de expansión, al evaluar el histograma dosis-volumen (HDV). Nuestro objetivo primario fue evaluar los parámetros V20 y Dosis Media (Dmed) del HDV comparando los correspondientes a un volumen pulmonar único diseñado con un estudio TAC en respiración normal del paciente y los correspondientes a un volumen pulmonar compuesto, diseñado a partir de tres estudios de TAC en diferentes fases del ciclo respiratorio. Comprobar si existen diferencias importantes en estos casos que determinen la necesidad de crear un volumen pulmonar compuesto para evaluar el HDV

Material y métodos

Analizamos de forma prospectiva un total de 15 casos. Todos ellos estaban incluidos en un programa de radioterapia adaptada en cáncer de pulmón, consistente en la planificación del tratamiento sobre el diseño de volúmenes diana basado de la fusión de tres estudios de TAC: respiración normal (n), inspiración (i), espiración (e), para conseguir un volumen de planificación (PTV) a partir de un volumen que tome en consideración los movimientos de la lesión primaria con la respiración (Internal Target Volume=ITV) (1). Al igual que con el volumen diana, diseñamos un ITVpulmón recogiendo los volúmenes pulmonares del TACn, TACi y TACe, y analizamos el volumen del pulmón sano, y los parámetros dosimétricos V20 y Dosis media (Dmed) comparando los datos correspondientes al TAC realizado en respiración libre (TACn) y los correspondientes a la fusión de los tres momentos respiratorios (ITVpulmón).

Resultados y discusión

- VOLUMENES PULMONARES: Los volúmenes analizados en el TACn oscilaron entre 1239 y 3085cc, con una media de 2101cc; en los diseñados con ITVpulmón: 1846 y 3803 cc, con una media de 2931cc.

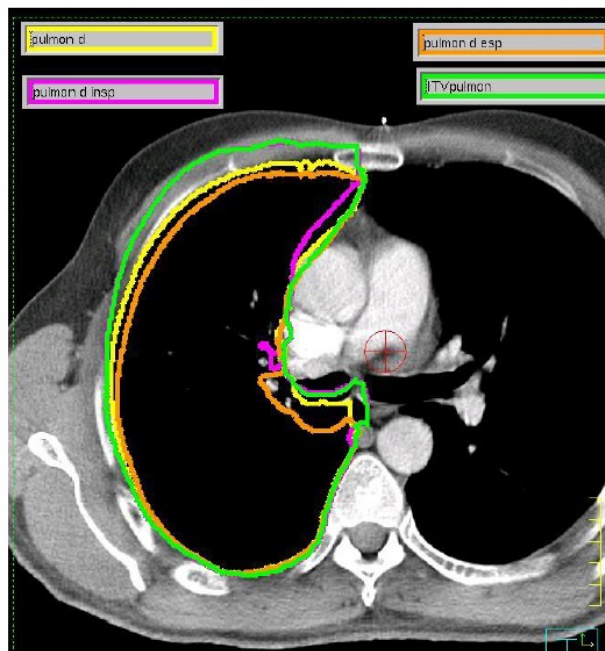
- V20: La media del V20 analizado en el TACn fue de 15.6% (mín: 0; máx: 27.6), mediana: 17.7%; en el estudio de ITVpulmón: media, 14.4% (mín: 0; máx: 23) y mediana 17.5. Comparativamente, las diferencias entre los V20 TACn vs ITVpulmón registraron oscilaciones entre el 1.5% (ITV > normal) y el 6.6% (normal > ITV)

- Dmed: La media en TACn fue 9.1Gy (mín: 0.8; máx: 16), mediana 10.8Gy. En los estudios ITV: media 8.2Gy (mín: 0.9; máx: 13.9), y mediana: 10.2. Comparativamente, las diferencias entre Dmed_TACn y Dmed_ITV oscilaron entre 0.4Gy (ITV > normal) y 4Gy (normal > ITV), con una media de 0.8Gy y mediana de 0.3Gy.

Tras el análisis de los parámetros volumen pulmón sano, V20 y Dmed, realizados con estudios en respiración normal y tras diseño de un ITV pulmonar contando con fases de espiración y inspiración, evidenciamos que no existe diferencia acusada al comparar dichos parámetros basados en un diseño con las tres fases respiratorias y utilizando sólo el estudio normal: diferencias en V20 entre 1.5-6.6%, y Dmed 0.4-4Gy, con medias y medianas similares en ambos casos. Esto nos permite garantizar la seguridad del paciente en cuanto a posterior toxicidad, sin necesidad de recurrir al diseño de un volumen compuesto en el caso del pulmón sano y en programas de radioterapia adaptada en los que los volúmenes diana (PTV) vendrán diseñados conforme a un ITV que tenga en cuenta dichos movimientos respiratorios.

V20	<u>TAC n</u>	<u>ITVpulmón</u>
<i>Media</i>	15.6%	14.4%
<i>Mediana</i>	17.7%	17.5%
Dmed	<u>TAC n</u>	<u>ITVpulmón</u>
<i>Media</i>	9.1Gy	8.2Gy
<i>Mediana</i>	10.8Gy	10.2Gy

Tabla 1. V20 y Dosis media (Dmed)



Conclusiones

En conclusión, no creemos necesario el diseño de un volumen pulmonar compuesto mediante ITVpulmonar, ya que los parámetros V20 y Dmed no presentan diferencias acusadas con los evaluados en un volumen pulmonar único con el paciente en respiración fisiológica

Bibliografía

[1] International Commission on Radiation Units and Measurements, “Prescribing, recording and reporting photon beam therapy”, Supplement to report 50, Report 62 ICRU, Bethesda, MD. USA, 1999

MCVERIF: UNA APLICACIÓN INFORMÁTICA PARA LA VERIFICACIÓN MONTE CARLO DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA

Laliena Bielsa V, García Romero A, Villa Gazulla D, Ortega Pardina P, Calvo Carillo S, Millán Cebrián E, Hernández Vitoria A y Canellas Anoz M

Servicio de Física y Protección Radiológica, HCU Lozano Blesa, Zaragoza.

Correspondencia: lalienavm@gmail.com

Palabras clave: Monte Carlo, dosimetría clínica

Introducción y objetivos

En radioterapia, debido a la creciente complejidad de los tratamientos, cobra cada vez más importancia la verificación de la dosimetría mediante algún método independiente del Sistema de Planificación (SP). Aunque puede parecer natural que el cálculo de verificación se lleve a cabo con un método más simple que el usado por el SP, resulta igualmente conveniente realizar la verificación con un método más sofisticado, como Monte Carlo (MC), que es considerado el más exacto; máxime si el SP usa algoritmos menos complejos, como suele ser el caso. Aunque existen paquetes informáticos de libre uso, como BEAMnrc1, que permiten hacer cálculos MC de forma relativamente sencilla, los tratamientos de radioterapia contienen tantos parámetros que su configuración es muy tediosa y no es factible hacerla rutinariamente. Hemos desarrollado una herramienta informática completa, MCVerif, que permite hacer verificaciones Monte Carlo de tratamientos de radioterapia calculando la dosis absorbida en el paciente, no en maniquí, de forma cómoda y rutinaria. La herramienta usa BEAMnrc para realizar los cálculos y, aunque el tiempo de computación es del orden de varias horas, dependiendo del número de campos y de la precisión requerida, el usuario sólo debe emplear unos pocos minutos para ejecutar los cálculos. La aplicación permite calcular la distribución de dosis en el paciente y puede usarse tanto para tratamientos 3DCRT como para IMRT *step and shoot*.

Material y métodos

La herramienta desarrollada, MCVerif, calcula la dosis absorbida en el paciente para cada haz. Como entrada el programa requiere un fichero con los datos del paciente *voxelizado*, un fichero con los datos de los haces, en formato *rtplink* o *dicomrt*, y la dirección de una carpeta de trabajo en la que escribirá los resultados. Como salida el programa proporciona la matriz de dosis absorbida en el paciente para cada haz, en formato *rtdose*. Una utilidad de la herramienta permite generar de forma rápida y sencilla el fichero del paciente *voxelizado* a partir de las imágenes TC. La simulación MC de los campos de tratamiento realiza el transporte de la radiación a través de las partes del acelerador que dependen del campo: el colimador secundario y terciario si lo hubiere, y accesorios como la retícula. La fuente de partículas es un espacio de fase a la entrada del colimador secundario, ajustado para las máquinas disponibles en nuestro hospital. El ajuste se realizó siguiendo las pautas de las referencias 2 y 3. MCVerif utiliza tres programas de uso libre y software abierto distribuidos en el paquete BEAMnrc¹:

1. BEAMnrc. Realiza el transporte de la radiación a través de los elementos del acelerador que dependen del campo. Parte de espacio de fase a la entrada del colimador y proporciona un espacio de fase a la salida del cabezal.
2. DOSXYZnrc. Realiza el transporte de la radiación a través del paciente (y del aire que se interpone entre el paciente y la salida del cabezal) y calcula la matriz de dosis absorbida.
3. Ccreate. Modela el paciente en una malla de cálculo a partir de las imágenes TC.

El flujo de trabajo de MCVerif es el siguiente. En primer lugar, el programa lee del fichero de entrada los parámetros que caracterizan los haces, los escribe en un fichero de configuración de BEAMnrc y lanza un proceso para ejecutar BEAMnrc. Cuando éste termina, MCVerif escribe un fichero de configuración para DOSXYZnrc y lanza un proceso que ejecuta DOSXYZnrc. Finalmente la matriz de dosis, obtenida en el formato *3ddose* específico de BEAMnrc, se traslada al formato estándar *rtdose*, que puede visualizarse con diverso software comercial a nuestra disposición. Las cuñas dinámicas se han modelado de manera sencilla alterando los pesos relativos de las partículas del espacio de fase en función de su posición. Para IMRT *step and shoot* ha sido necesario manipular el espacio de fase fragmentándolo en tantos espacios como segmentos componen el haz, cada uno con un número de partículas proporcional al peso relativo del segmento. Para el cálculo MC, la aplicación utiliza en paralelo los ocho núcleos de un ordenador de altas prestaciones.

Resultados y discusión

Se ha desarrollado una herramienta, MCVerif, que permite realizar la verificación de la planificación de tratamientos de radioterapia mediante cálculos MC. La aplicación integra: a) una interfaz de lectura de datos de imágenes del paciente; b) un

programa de *voxelización* del paciente; c) una interfaz de lectura de datos de haces de tratamiento; d) un módulo que ejecuta los programas de transporte de radiación distribuidos con BEAMnrc; e) una interfaz de transformación de la matriz de dosis calculada a un formato estándar. En la figura se aprecia la simplicidad de la interfaz gráfica de MCVerif, que permite al usuario manejarla con gran sencillez y comodidad. Las unidades de monitor de cada haz se calculan fácilmente a partir de la correspondiente matriz de dosis. Actualmente esto se hace fuera de MCVerif, aunque en un futuro próximo la aplicación dispondrá de un módulo que proporcionará las unidades de monitor directamente. Igualmente se pretende que la aplicación sea capaz de realizar cálculos de tratamientos de IMRT de la modalidad *sliding window*.

Conclusiones

La herramienta MCVerif permite al usuario realizar con comodidad cálculos MC de campos de tratamiento, incluidos los de IMRT *step and shoot*, para verificar las distribuciones de dosis absorbida y las unidades de monitor. Aunque el tiempo de cálculo puede ser largo, entre 2 y 16 horas, dependiendo de la complejidad del tratamiento y de la precisión requerida, el usuario necesita únicamente unos pocos minutos (dos o tres) para lanzar el cálculo. Por tanto, resulta sumamente útil tanto para comprobar tratamientos planificados como para realizar pruebas al SP, y está siendo usada en nuestro hospital.

Bibliografía

- [1] Rogers DWO, Faddegon BA., Ding GX, Ma C-M, Wei J, Mackie TR. BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys* 1995; 22:503 – 524.
- [2] Tzedakis A, Damilakis JE, Mazonakis M, Stratakis J, Varveris H, Gourtsoyiannis N. Influence of inicial electron beam parameters on Monte Carlo calculated absorbed dose distributions for radiotherapy photon beams. *Med Phys* 2004; 31:907 – 913.
- [3] AlMBERG SS, Frengen J, Kylling A, Lindmo T. Monte Carlo linear accelerator simulation of megavoltage photon beams: Independent determination of inicial beam parameters. *Med Phys* 2012; 39:40 – 47.

EVALUACIÓN DE LA DOSIS EQUIVALENTE UNIFORM (EUD) COMO PARÁMETRO DE CALIDAD DE UN PLAN

García Mollá R¹, Quirós Higuera JD¹, Pérez Calatayud J², De Marco Blancas N¹, Bonaque J¹

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón. Castellón de la Plana.

²Departamento de Radioterapia, La Fe Hospital Politécnico y Universitario. Valencia.

Correspondencia: rafael.garcia@hospitalprovincial.es

Palabras clave: Optimización biológica, EUD, IMRT Evaluación de planes, cabeza y cuello

Introducción y objetivos

El objetivo de este estudio fue evaluar el uso de Dosis Equivalente Uniforme (EUD)¹⁻³ como un parámetro de la calidad de los planes dosimétricos en radioterapia. Se ha buscado una posible relación con los puntos en el histograma dosis volumen (DV) y se exponen las dificultades encontradas en la aplicación de la evaluación con la EUD en la práctica clínica.⁴⁻⁶ Se sugiere una posible solución a estas dificultades utilizando la EUD (D98%).

Material y métodos

Diez tumores de cabeza y el cuello fueron planificados mediante radioterapia de intensidad modulada radioterapia (IMRT) inversa con optimización biológica. Su aceptación se realizó de acuerdo con los criterios de DV y luego se volvieron a optimizar para aceptar el valor de la EUD. Todos los planes cumplieron los límites de dosis absorbidas de los órganos de riesgo críticos.

Resultados y discusión

Teniendo en cuenta que un plan es aceptable mediante puntos en el histograma DV cuando $V95\% \geq 95\%$, no existe ninguna relación entre el valor aceptable y su valor de la EUD. Sin embargo, hay una relación entre el valor de la EUD y el $D98\% \geq 95\%$. Como la bajas dosis absorbidas tiene un gran impacto en la EUD,^{5,6} su valor puede estar muy influenciado por la incertidumbre del contorno, el tamaño de voxel y la incertidumbre del cálculo del TPS. Para hacer frente a estas incertidumbres, en nuestro centro utilizamos un EUD (D98%), que, para el cálculo elimina 2% de los puntos con dosis inferiores. Esto permite usar la EUD (D98%) como parámetro de aceptación planes. En los planes de evaluación optimizadas para EUD, se ha observado que el TPS intenta compensar los puntos fríos o calientes por aumento o disminución de la dosis en el PTV. Esto puede causar dos efectos opuestos indeseables que pueden resultar en una sobredosis inaceptable o baja cobertura de PTVs.

Conclusiones

La principal conclusión de este trabajo es que EUD (D98%) puede ser utilizado como un parámetro de la calidad del tratamiento, pero siempre debe ser complementario a los criterios de DV.

Bibliografía

- [1] Niemierko, "Reporting and analyzing dose distributions: A concept of equivalent uniform dose," *Med. Phys.* 24, 103–110 (1997).
- [2] Thieke, T. Bortfeld, A. Niemierko and S. Nill, "From physical dose constraints to equivalent uniform dose constraints in inverse radiotherapy planning," *Med. Phys.* 30, 2332-2339 (2003).
- [3] X. S. Qi, V. A. Semenenko, X. A. Li, "Improved critical structure sparing with biologically-based IMRT optimization," *Med. Phys.* 36, 1790–1799 (2009).
- [4] X. A. Li, M. Alber, J. O. Deasy, A. Jackson, K. K. Jee, L. B. Marks, M. K. Martel, C. Mayo, V. Moiseenko, A. E. Nahum, A. Niemierko, V. A. Semenenko, E. D. Yorke, "The use and QA of biologically related models for treatment planning: Short report of the TG-166 of the therapy physics committee of the AAPM," *Med. Phys.* 39, 1386- 1409 (2012).
- [5] T. Bortfeld, D. Craft, J. F. Dempsey, T. Halabi, and H. E. RomeijnN, "Evaluating target cold spots by the use of tail EUDs," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol., Phys.* 71, 880-889 (2008).
- [6] W. A. Tomé and J. F. Fowler, "On cold spots in tumor subvolumes," *Med. Phys.* 29, 1590–1598 (2002).

CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA DE IMAGEN DE CYBERKNIFE VSI. EVOLUCIÓN TEMPORAL DE LAS CARACTERÍSTICAS DE LA IMAGEN

Floriano Pardal A., Santa-Olalla I., y Sánchez-Reyes A.

Servicio de Física Médica. Unidad Radiocirugía y radioterapia robotizada CyberKnife. Grupo IMO. Madrid. España.
Correspondencia: afloriano@grupoimo.com

Palabras clave: Calidad de imagen, panel plano, kilovoltaje, CyberKnife

Introducción y objetivos

El sistema CyberKnife VSI tiene como uno de sus componentes fundamentales el subsistema de localización del blanco (TLS), formado por dos generadores de rayos X en el techo y dos detectores de silicio amorfo en el suelo y por el software necesario para el procesado de la imagen. Este sistema nos permite localizar el blanco de tratamiento durante una sesión, por lo que los movimientos intrafracción del paciente son corregidos por el brazo robotizado y permite la realización de tratamientos de radiocirugía sin marco con una precisión submilimétrica. Dentro del programa de garantía de calidad de la unidad se realiza periódicamente una comprobación de las características de calidad de imagen de los detectores, sugerida por otros autores en la literatura previa¹. El objetivo del trabajo es analizar los resultados obtenidos, así como su evolución temporal en el tiempo de funcionamiento de la unidad.

Material y métodos

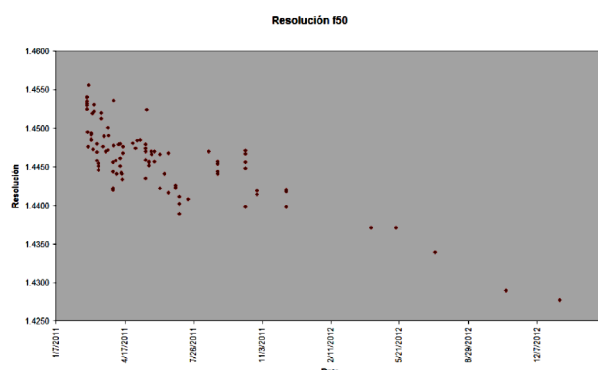
Los detectores de silicio amorfo están ubicados en el suelo de la sala, formando un ángulo de 45° con el eje central del haz de kilovoltaje. Está formado por una matriz de 1024x1024 píxeles de tamaño nominal de 0.4x0.4 mm. La distorsión es corregida vía software. Las características de imagen son analizadas a través del maniquí QcKV-1 y el software asociado (Standard Imaging Inc)². Este maniquí permite el control de las siguientes características de los detectores: resolución espacial (f30, f40, f50), razón contraste/ruido (RCR) y ruido de las imágenes. El maniquí debe colocarse en un pedestal diseñado específicamente para el sistema CyberKnife que tiene en consideración el ángulo que forman los equipos de rayos X con la horizontal.

Resultados y discusión

En la tabla 1 se presentan los valores de base de las características estudiadas a partir de las 10 primeras medidas realizadas durante el comisionado:

	f30	f40	f50	RCR	Ruido
Detector A	1.878±0.003	1.648±0.004	1.451±0.003	81.2±0.5	0.72±0.01
Detector B	1.886±0.003	1.640±0.006	1.438±0.003	76.7±0.9	0.79±0.02

Se analizó a su vez la evolución temporal de los mismos parámetros a lo largo del tiempo, encontrándose una pérdida de calidad de la imagen analizada a través de los valores medidos periódicamente. Como muestra, se presenta la gráfica de la evolución temporal de la resolución de la imagen (f50):



Conclusiones

Accuray, empresa suministradora del equipo CyberKnife no proporciona unos límites de tolerancia en relación a la calidad de imagen mínima que deben poseer los detectores que forman parte del equipo CyberKnife en sus especificaciones. La evolución de los parámetros analizados, parece indicar un deterioro en la calidad de imagen de los detectores con el tiempo. Al no existir valores de referencia no es posible determinar cuándo dichos valores se encontrarían fuera de referencia. Controles globales end-to-end (E2E) sobre la exactitud y precisión del sistema no han demostrado una disminución en la exactitud del sistema con el tiempo, por lo que aunque exista un deterioro que parece no corregible vía intervención del servicio técnico, no existe una influencia en la calidad de los tratamientos realizados.

Bibliografía

- [1] Antypas C and Pantelis E. Performance evaluation of a CyberKnife G4 image-guided robotic stereotactic radiosurgery system. *Phys Med Biol* 53 (2008) 4697-4718
- [2] QCKv-1 Phantom User Manual, Standard Imaging Inc.

VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS HIPOFRACCIONADOS DE TOMOTERAPIA HELICOIDAL

Pinto Monedero M, Rodríguez Romero R y Sánchez Rubio P

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Puerta de Hierro. Mahadahonda. Madrid. España
Correspondencia: maria.pinto.mpm@gmail.com

Palabras clave: Verificación IMRT, escalado de dosis, películas radiocrómicas, canal verde, tomoterapia helicoidal

Introducción y objetivos

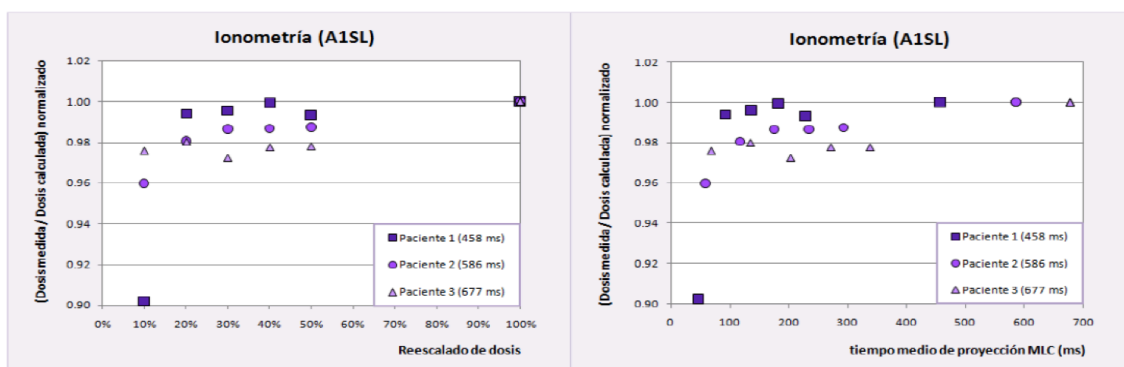
Los tratamientos de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) de tomoterapia helicoidal se comprueban individualmente en la unidad de forma rutinaria a través de la determinación de dosis absorbida mediante medidas ionométricas y el análisis de la distribución de dosis en un plano, utilizando habitualmente dosimetría de película. El uso de película limita la dosis máxima de exposición a valores de 4 Gy y 8 Gy para películas radiográficas y radiocrómicas analizadas en canal rojo, respectivamente [1]. Por ello, tratamientos con dosis por fracción superiores requieren reescalar la dosis a impartir en la verificación a valores dentro del rango útil de la película empleada [2]. Sin embargo, puede ampliarse el rango de las películas radiocrómicas utilizando los canales verde y azul [3]. El sistema de planificación Tomotherapy permite reescalar la dosis del plan de verificación a valores menores del original, manteniendo el periodo de rotación del cabezal y la velocidad de avance de mesa, reduciendo el tiempo de apertura de láminas (LOT, en inglés *Leaf Open Time*) en cada proyección en proporción a la dosis a impartir. Puesto que el reescalado en dosis de la verificación supone tiempos de aperturas de láminas distintos del tratamiento real, suele verificarse el tratamiento original con cámaras de ionización además del plan reescalado a una dosis menor para irradiar la película. El objetivo de este trabajo consiste en evaluar la representatividad de las verificaciones reescaladas en dosis y estudiar la viabilidad del uso del canal verde de las películas EBT2 para verificar tratamientos con dosis por fracción superior a 8 Gy, evitando así la necesidad de reescalado.

Material y métodos

Se seleccionaron 3 tratamientos de pacientes de radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) de pulmón, irradiados en 3 sesiones de 18 Gy con un equipo TomoTherapy Hi Art II (Accuray, Inc., Sunnyvale, CA) con tiempos promedios de apertura de láminas (LOT) representativos, considerando los valores extremos (mínimo y máximo) así como un valor intermedio. Tanto los planes de tratamiento como de verificación se realizaron con el sistema de planificación TomoTherapy Hi Art versión 4.0.4. Para cada caso se generaron planes de verificación correspondientes al 100%, 50%, 40%, 30%, 20% y 10% de la dosis original. Mediante un maniquí cilíndrico de agua sólida, se obtuvo la dosis absorbida en dos puntos mediante cámaras de ionización Exradin A1SL (Standard Imaging, Inc., Middleton, WI), además de la distribución de dosis en un plano coronal con película radiocrómica EBT2 modelo GafChromic (International Specialty Products Corporation, NJ, USA). Las medidas de dosis absorbida fueron corregidas por comparación de las unidades monitor administradas frente a las esperadas, para eliminar las posibles variaciones en la dosis diaria de la unidad de tratamiento entre irradiaciones. Para cada paciente, se normalizaron los valores de dosis absorbida obtenidos respecto a la correspondiente irradiación sin reescalar. Las películas radiocrómicas se escanearon en un escáner Epson 1000XL (Seiko Epson Corporation, Nagano, Japón). Se realizó el análisis empleando el canal rojo para las irradiaciones reescaladas el 10% y 20% de la dosis original, y el canal verde para los reescalados superiores [4]. En ambos casos se aplicaron filtros sucesivos de mediana y media de 7x7 píxeles. Se evaluó el porcentaje de puntos de la película expuesta que satisfacen el criterio gamma 3mm/3%, 3mm/2% y 2mm/2% con ayuda del programa informático OmniPro ImRT versión 1.7.a (IBA Dosimetry, Inc., Louvain-la-Neuve, Bélgica), para un área extensa común a todas las películas.

Resultados y discusión

Las medidas realizadas con cámaras de ionización, representadas en la gráfica 1, muestran una tendencia de disminución de la dosis detectada frente a la esperada al reducir la dosis del plan de verificación. Se obtuvieron grandes discrepancias para el reescalado de menor dosis (10%). Sin embargo, para las restantes verificaciones reescaladas en dosis se observa el comportamiento contrario: menores discrepancias respecto a la medida sin reescalar para los tratamientos originales con menor LOT.



Los datos del análisis gamma de las películas irradiadas se resumen en la tabla I. El uso del canal verde proporciona porcentajes de cumplimiento de criterios gamma satisfactorios. En general, se observa un empeoramiento en los resultados obtenidos a medida que se reduce la dosis del plan de verificación. Las películas irradiadas con reescalados de 20% de la dosis, sólo proporcionan un porcentaje de cumplimiento aceptable (>93%) para el criterio gamma 3mm/3%, mientras que el reescalado de 10% de la dosis se registran los menores porcentajes de cumplimiento.

		Reescalado en dosis (%)						
		100%	50%	40%	30%	20%	10%	
Dosis Plan Tratamiento (Gy)		18	9	7,2	5,4	3,6	1,8	
Paciente 1 (458 ms)	Dosis Plan Verificación (Gy)	13,8	6,9	5,5	4,1	2,8	1,4	
	Análisis gamma	γ (3%, 3mm)	99,98	99,90	97,40	98,06	95,52	46,04
		γ (3%, 2mm)	95,64	96,37	93,47	96,39	86,36	40,04
		γ (2%, 2mm)	94,66	95,59	89,79	93,57	73,50	32,37
		Señal (%)	10%	18%	22%	30%	10%	15%
mínima (Gy)	1,4	1,2	1,2	1,2	0,3	0,2		
Paciente 2 (586 ms)	Dosis Plan Verificación (Gy)	15,2	7,6	6,1	4,6	3,0	1,5	
	Análisis gamma	γ (3%, 3mm)	99,95	99,78	99,24	99,99	93,52	50,64
		γ (3%, 2mm)	97,97	98,07	97,72	98,63	76,05	44,37
		γ (2%, 2mm)	97,04	97,94	97,50	98,99	64,65	36,59
		Señal (%)	10%	17%	20%	29%	8%	15%
mínima (Gy)	1,5	1,3	1,2	1,3	0,2	0,2		
Paciente 3 (677 ms)	Dosis Plan Verificación (Gy)	15,0	7,5	6,0	4,5	3,0	1,5	
	Análisis gamma	γ (3%, 3mm)	99,33	99,99	99,35	96,03	99,96	64,95
		γ (3%, 2mm)	98,14	96,24	95,46	93,00	87,29	68,91
		γ (2%, 2mm)	95,37	92,88	92,24	89,28	82,05	59,07
		Señal (%)	10%	18%	20%	28%	9%	15%
mínima (Gy)	1,5	1,4	1,2	1,3	0,3	0,2		

Conclusiones

En tratamientos de tomoterapia helicoidal hipofraccionados de 18 Gy sesión, reducir la dosis del plan de verificación puede alterar entre -1% y -10% la determinación de dosis absorbida, y disminuir el porcentajes de cumplimiento de criterio gamma 3mm/3% entre 1% y 50%, dependiendo de la reducción de dosis realizada. Por otro lado, el uso del canal verde de las películas radiocrómicas permite abarcar un mayor rango de dosis, evitando así la necesidad de reducir la dosis de exposición. Con ello se elimina la incertidumbre añadida por alterar las condiciones de irradiación de verificación frente a las reales del tratamiento de paciente. Supone además un ahorro de tiempo si se realizaba de forma sistemática la verificación del plan sin reescalar con cámaras, y reescalado para película.

Bibliografía

- [1] Fuss M, Sturtewagen E, De Wagter C, Georg D. Dosimetric characterization of GafChromic EBT film and its implication on film dosimetry quality assurance. Phys Med Biol 2007; 52: 4211-25.
- [2] Whitmore N, Nalichowski A, Burmeister J. Effects of dose scaling on delivery quality assurance in tomotherapy. J App Clin Med Phys 2012;13(1):84-92.
- [3] Devic S, Tomic N, Soares CG, Podgorsak EB. Optimizing the dynamic range extension of a radiochromic film dosimetry systema. Med Phys 2009; 36(2): 429-37.
- [4] Westerly DC, Soisson E, Chen Q, Woch K, Schubert L, Olivera G, Mackie TR. Treatment planning to improve delivery accuracy and patient throughput in helical tomotherapy. Int J Rad Onc Biol Phys 2009; 74(4): 1290-7.

ESTUDIO DE LA VARIABILIDAD DE LOS RESULTADOS EN LOS CONTROLES DE CALIDAD DE IMRT SEGÚN LA LOCALIZACIÓN DEL TRATAMIENTO

Hernández Rodríguez R¹, Castañeda Castro P¹, Díaz Cobos JM¹, Fondevilla Soler A² y Sánchez Reyes A³

¹Unidad de Radiofísica, Instituto Oncológico del Sureste (grupo IMO) Cabezo Cortado. Murcia.

²Unidad de Oncología Radioterápica, Instituto Oncológico del Sureste (grupo IMO). Cabezo Cortado. Murcia

³Unidad de Cyberknife (grupo IMO). Madrid.

Correspondencia: rhernandez@grupoimo.com

Palabras clave: Control de calidad, IMRT, dosis absoluta, análisis gamma, variabilidad, tolerancia

Introducción y objetivos

En los tratamientos de IMRT, el uso de un criterio de garantía de calidad (QA) global para todas las localizaciones, puede derivar en resultados demasiados ajustados en el caso de tratamientos complejos, o en falsos positivos, en el caso de tratamientos que implican una planificación más simple. En este trabajo se realiza un análisis retrospectivo de la variabilidad de los resultados en las QAs (tanto de dosis absoluta como de las distribuciones de dosis), realizadas en nuestro centro en la primera mitad del año 2012, identificando las tolerancias específicas para cada localización, de manera que se pueda cuestionar la necesidad de establecer nuevos criterios de aceptación según la complejidad y localización del tratamiento.

Material y métodos

La modalidad de IMRT usada es la de step&shoot en dos aceleradores ELEKTA (synergy y precise), realizándose la optimización y cálculos de la dosis mediante el algoritmo direct machine parameter optimization (DMPO) de Pinnacle. Todos los tratamientos de IMRT fueron comprobados en un maniquí cubico homogéneo de agua sólida. Las medidas de dosis absoluta se realizaron usando una cámara tipo Farmer PTW 30013-TB1359, con electrómetro MONOLOG C, situada en un punto dentro de una región homogénea de alta dosis. La dosimetría planar se llevó a cabo mediante película radiocromica situada en un plano coronal, paralelo al eje de la cámara de ionización, realizándose el análisis gamma mediante un scanner EPSON MODEL G780B y el programa Omnipro. Hemos categorizado los datos según 6 localizaciones distintas: pelvis (16 casos), próstata +vss+cadenas (39 casos), pulmón (15 casos), cabeza y cuello (33 casos), próstata + vss (44 casos) y mama (14 casos), analizando los resultados de las QAS tanto de dosis absoluta como relativa, en cada una de ellas, para lo que hemos estudiado la bondad del ajuste a una distribución normal. Para realizar este test de normalidad, se representaron los gráficos de probabilidad normal y se calcularon y valoraron el sesgo y la curtosis de las distintas distribuciones. Después de asegurarnos que no existe ninguna variabilidad sistemática, analizamos la variabilidad aleatoria de los resultados de las QAs según las diferentes localizaciones, basándonos en la media, la dispersión standard y el intervalo de confianza al 95% obtenido para cada una de ellas.

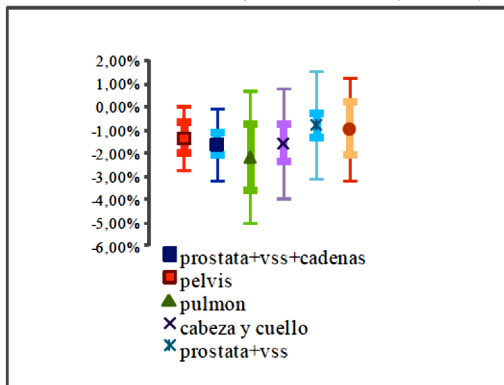
Los datos analizados fueron:

- Para la dosis absoluta el porcentaje de desviación de la dosis medida respecto de la esperada.
- Para la dosis planar el porcentaje de puntos que se salen fuera del criterio (3%, 3mm) en el análisis gamma.

Resultados y discusión

Los gráficos de probabilidad normal (GPN), que proporcionan una comparación visual de los datos reales obtenidos con los teóricos de una distribución normal, deben mostrar un patrón general lineal, aunque presenten cierta curvatura, para considerar que la distribución se ajusta bien a la normalidad. Además de usar este tipo de gráficos, también se calculó el sesgo y la curtosis, para comprobar la bondad del ajuste. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla adjunta, donde podemos comprobar que los datos tanto de dosis absoluta como relativa se ajustan bien a una distribución normal, por lo que no existe una variabilidad sistemática en los mismos, como consecuencia se puede analizar la variabilidad aleatoria según localización, utilizando el promedio (P), la dispersión standard (d) y el intervalo de confianza al 95%(idc_{95%}). En la gráfica se muestra la variabilidad para el caso de dosis absoluta para pelvis (P=-1.3%; d=1.36%; idc_{95%}=[-1.97%,-0.64%]), próstata +vss+cadenas (P= -1.12%;d=1.57%; idc_{95%}=[-2.7%,0.45%]), pulmón (P= -2.13%; d= 2.83%; idc_{95%}= [-3.56%,-0.7%]), cabeza y cuello (P= -1.53%; d=2.37%; idc_{95%}=[-2.34%,-0.72%]), próstata+vss(P=-0.72%;d=1.8%;idc_{95%}=[-1.26%,-0.19%]), mama (P=-0.9%; d=2.24%; idc_{95%}=[-2.08%,0.27%]). En el caso de las distribuciones de dosis, los resultados obtenidos fueron pelvis (P=3.44%;d=1.68%; idc_{95%}=[2.82%,4.06%]), próstata +vss+cadenas (P=3.96%;d=1.94%; idc_{95%}=[3.51%,4.42%]), pulmón (P=2.27%;d=4.22%; idc_{95%}=[0.66%,3.88%]), cabeza y cuello (P=4.04%;d=2.39%;idc_{95%}=[3.43%,4.66%]), próstata+vss (P=2.12%;d=2.03%; idc_{95%}=[1.67%,2.57%]), mama (P= 7.35%;d=3.53%; idc_{95%}=[5.95%,8.74%]).

	Dosis absoluta			Dosis relativa		
	GPN	sesgo	curtosis	GPN	sesgo	curtosis
pelvis	$r^2=0.8825$	0.133605066	3.137529782	$r^2=0.9372$	-0.65415093	-0.593811544
Próstata+vss+cadenas	$r^2=0.9851$	-0.038417698	-0.48732792	$r^2=0.9671$	0.557130987	-0.343795359
pulmón	$r^2=0.886$	-1.305644315	2.994346292	$r^2=0.979$	0.047581812	-0.457438481
Cabeza y cuello	$r^2=0.9409$	0.642462216	-0.48713348	$r^2=0.9568$	0.751577009	0.532268715
Próstata+vss	$r^2=0.9891$	-0.183142691	-0.005982342	$r^2=0.9214$	0.965845074	1.096875198
mama	$r^2=0.965$	0.016222064	-0.727549625	$r^2=0.9846$	-0.014184801	-1.615000015



Gráfica 1: Variabilidad aleatoria según localización para dosis absoluta, según promedio, intervalo de confianza al 95% (línea gruesa), y desviación standard (línea fina)

Conclusiones

Hemos estudiado la variabilidad aleatoria de los resultados obtenidos en las QAs de las IMRTs según las distintas localizaciones, tanto en dosis absoluta como en las distribuciones de dosis, y podemos confirmar según nuestro análisis estadístico, que existen diferencias suficientes entre los diversos tratamientos para realizar un estudio, que nos permita establecer tolerancias por localización, confirmando el trabajo de Geethpriya Palaniswaamy et al. (1) que estudiaron los datos de dosis absoluta recogidos para 6 localizaciones, o como el que sugieren P. S. Basran and M. K. Woo (2), que compararon el análisis gamma obtenido con un array 2D entre distintas localizaciones.

Bibliografía

- [1] Geethpriya Palaniswaamy, Ryan Scott Brame, Sridhar Yaddanapudi, Dharanipathy Rangaraj, and Sasa Mutic, “A statistical approach to IMRT patient-specific QA”, Med. Phys. 35, 0094-2405 (2012).
- [2] P. S. Basran and M. K. Woo, “An analysis of tolerance levels in IMRT quality assurance procedures,” Med. Phys. 35, 2300–2307 (2008).

RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA VS CONFORMACIONAL EN EL TRATAMIENTO DE CARCINOMA DE PRÓSTATA. UNA COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA

Rodríguez Martín G¹, García Vicente F¹, Zapatero Laborda A², Bermúdez Luna R¹, Roch González M¹, Pérez González L¹ y Torres Escobar JJ¹

¹Servicio de Oncología Radioterápica – Sección Radiofísica Hospital. Universitario de La Princesa. Instituto de Investigación Sanitaria Princesa. Madrid.

²Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario de La Princesa. Instituto de Investigación Sanitaria Princesa. Madrid.

Correspondencia: gabrirmartin@gmail.com

Palabras clave: IMRT, dosimetría, próstata, recto, vejiga

Introducción y objetivos

La Radioterapia de intensidad modulada (IMRT) es una técnica de alta conformación que, por sus características, tiene como una de sus principales indicaciones el tratamiento radioterápico del cáncer de próstata [1]. El propósito de este trabajo es el de presentar los resultados de los indicadores dosimétricos recopilados en nuestro hospital correspondientes a una serie de pacientes tratados de carcinoma de próstata con técnica tridimensional conformacional estándar (3D-CRT) e IMRT. Se pretende demostrar y cuantificar con una metodología estadística que, estableciendo un protocolo adecuado de IMRT, se pueden obtener reducciones significativas de dosis en órganos de riesgo manteniendo la misma prescripción al volumen blanco.

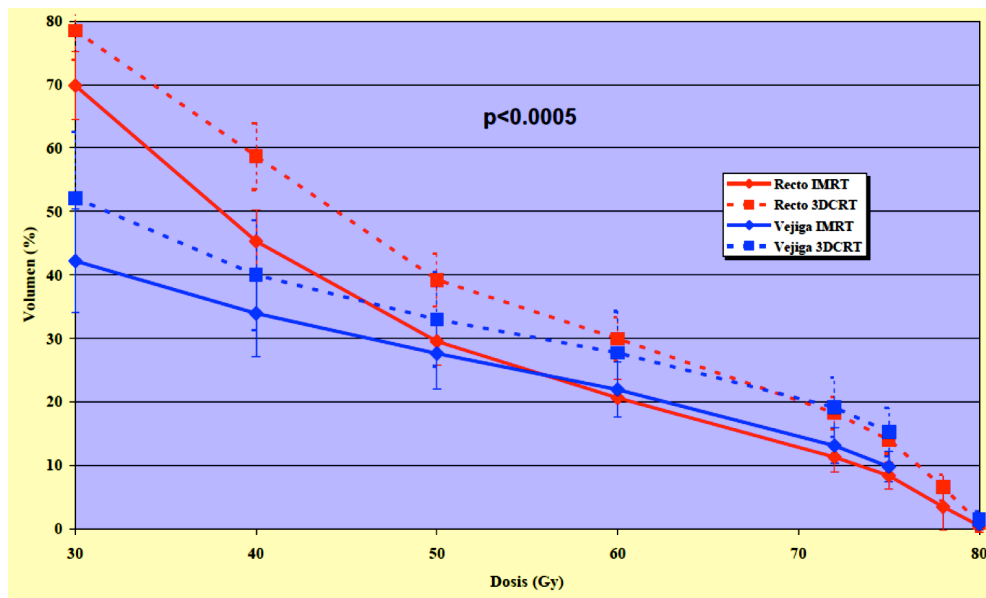
Material y métodos

Este estudio retrospectivo se ha llevado a cabo analizando la dosimetría de 173 pacientes de IMRT y de 174 pacientes de 3D-CRT pertenecientes a la serie original de pacientes con cáncer de próstata tratados con radioterapia en nuestro centro. El único criterio de selección fue que la dosis prescrita al Planning Target Volume (PTV) fuese la misma (76 Gy al 98% del PTV) para que la comparación fuese coherente. El PTV incluyó próstata sola ó próstata y vesículas seminales en función del nivel de riesgo. La técnica 3D-CRT consistió en 6 campos (36°, 90°, 146°, 211°, 270° y 322°) con márgenes circunferenciales de 7 mm desde el borde de la conformación al PTV excepto en la dirección cráneo-caudal que fue de 10 a 12 mm, la distribución de pesos fue aproximadamente del 50% por laterales y 50 % repartido igualmente por los campos oblicuos. Para IMRT se diseñaron cinco campos (36°,100°,180°,260° y 324°) con planificación inversa y segmentación “sliding window”. El sistema de planificación de tratamientos utilizado en ambos casos fue Xio 4.62 (Elekta AB, Estocolmo, Suecia). Se han analizado como indicadores dosimétricos la dosis ICRU, la dosis media al PTV, las dosis máxima y media en recto y vejiga así como los volúmenes de recto y vejiga que reciben más de 30 ,40, 50, 60 , 72, 75 y 80 Gy. El análisis estadístico se ha efectuado utilizando el software SPSS 17.0 utilizando la técnica estadística de análisis de la varianza como herramienta de comparación. Se ha considerado que el resultado es estadísticamente significativo para $p < 0,05$.

Resultados y discusión

En la siguiente tabla se recoge un resumen numérico de los parámetros que agrupan los resultados del análisis. En el gráfico adjunto se muestra la comparación de los histogramas promedios de las dos series. Como se puede ver, para dosis en PTV comparables y exceptuando las dosis máximas en recto y vejiga, el resto de parámetros dosimétricos asociados a la irradiación de los órganos críticos es sensiblemente menor (13% dosis media recto, 18% dosis media vejiga) y con una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.0005$), en la serie de IMRT

	Dosis ICRU	Dosis media PTV	Dosis máxima en recto	Dosis media en recto	Dosis máxima en vejiga	Dosis media en vejiga
IMRT	8058±105	7958±38	7996±108	3969±453	8076±116	2923±1022
3DCRT	7926±104	7891±73	7971±91	4552±473	8019±110	3553±1235



Conclusiones

Para una prescripción dada de un mismo tratamiento, se demuestra estadísticamente que la técnica de IMRT mejora los indicadores dosimétricos de los órganos de riesgo en el tratamiento radioterápico del cáncer de próstata. Esta significativa reducción en la dosis recibida por el recto y la vejiga, debería conllevar una reducción en las complicaciones observadas en estos órganos. Este análisis será objeto de un estudio propio. Por tanto, con una adecuada puesta a punto y protocolización rutinaria y desde un punto de vista dosimétrico se recomienda la técnica de IMRT para los tratamientos de cáncer de próstata.

Bibliografía

[1] Zelefsky MJ, Fuks Z, Hunt M, *et al.* High dose radiation delivered by intensity modulated conformal radiotherapy improves the outcome of localized prostate cancer. *J Urol* 2001; 166:876–881.

EVALUACIÓN DE DIVERSAS CURVAS DE CALIBRACIÓN QA DE PLANES DE IMRT CON PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS

Hernández Rodríguez J¹, Martín Rincón C², García Repiso S², Ramos Pahco JA², Verde Velasco JM² y de Sena Espinel E²

¹Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitari Son Espases. Palma. Mallorca. Illes Balears.

²Servicio de Radiofísica y P.R. Hospital Universitario de Salamanca. Salamanca.

Correspondencia: cmartinrincon@saludcastillayleon.es

Palabras clave: Película radiocrómica, curva de calibración, función de ajuste

Introducción y objetivos

La relación no lineal entre la dosis y la densidad óptica (DO), característica de las placas radiocrómicas Gafchromic EBT y EBT2, ha sido objeto de estudio por diversos autores, en cuyas publicaciones se proponen diversas formas funcionales que ajustan los valores puntuales medidos a curvas que permiten la calibración en todo el rango de dosis útil. El objetivo del trabajo se centra en evaluar la influencia del empleo de diferentes curvas de calibración en la dosis medida para controles de calidad de tratamientos de IMRT.

Material y métodos

La placa de calibración para la conversión de DO a dosis se ha realizado en nuestro caso en un acelerador Primus (Siemens) con una secuencia de 12 campos contiguos de tamaño 5 x 5 cm² para los modelos EBT y EBT2, con valores de dosis equiespaciados en un rango comprendido entre 0.35 y 3.40 Gy. La placa se posiciona en el isocentro entre láminas de poliestireno blanco RW3 a una profundidad de 10 cm. Para cada modelo de placa se estudian una serie de formas funcionales para ajustar la curva de calibración, tres de ellas correspondientes a modelos empíricos polinómicos (polinomio de tercer y cuarto grado, y de grado n, pudiendo ser n no entero), y otras cuatro extraídas de modelos de ajuste basados en física (impacto único, impacto doble, impacto único perturbativo y percolación de agregados). El ajuste se ha realizado con una rutina implementada en el software Matlab, empleando un método de ajuste de mínimos cuadrados no lineal basado en el algoritmo de Levenberg-Marquadt. Mediante la aplicación de este ajuste, se le asigna un valor de dosis a cada valor de DO obtenido. La comparación de la bondad del ajuste de los diversos modelos se evalúa utilizando la suma de los cuadrados de los residuos (SSE), de modo que cuanto menor sea su valor, mejor es el ajuste del modelo a los datos. A partir de los tres modelos que presentaban mejor ajuste, se ha procedido a calcular la dosis en las placas de control de calidad del tratamiento de 24 pacientes.

Resultados y discusión

Dentro de los métodos de ajuste empíricos polinómicos, el mejor acuerdo con los datos experimentales se obtiene con el polinomio de grado 4. En el caso de modelos basados en física, el menor valor de SSE corresponde a los basados en impacto único y en percolación, siendo este último el que mejor ajuste presenta entre los 7 modelos evaluados. Para cada uno de los 3 modelos se aplicó la curva de calibración a las placas del plan de verificación personalizado de 24 pacientes. Las dosis obtenidas en el centro de las placas (correspondiente al isocentro del tratamiento) no presentaban diferencias mayores de un 0.5% en dosis entre los tres modelos evaluados.

Conclusiones

Los modelos de ajuste de la curva de calibración estudiados presentan un buen acuerdo con los datos experimentales. De entre ellos, los que presentan mejor ajuste son los modelos basados en un polinomio de cuarto grado y en funciones deducidas a partir del modelo de impacto único y del modelo de percolación. A pesar de poseer orígenes y formas funcionales distintas, no se observa una diferencia significativa al aplicar uno u otro a la dosimetría de los planes de verificación del paciente, por lo que si se tiene un número suficiente de puntos en la placa de calibración (al menos 12), cualquiera de estos modelos es perfectamente válido para el ajuste de la curva de calibración.

INFLUENCIA DEL TIEMPO DE APERTURA DE LAS LÁMINAS EN EL DETERIORO DEL MLC DE UNA UNIDAD DE TOMOTERAPIA HELICOIDAL

Delgado Aparicio JM, García Repiso S, Martín Rincón C, Pérez Álvarez ME, Ramos Pacho JA, Verde Velasco JM, Sáez Beltrán M, Cons Pérez N, Gómez González N y de Sena Espinel E

Servicio de Radiofísica y P.R. Hospital Universitario de Salamanca. Salamanca.

Correspondencia: jmdelgado@saludcastillayleon.es

Palabras clave: Tiempo de apertura de láminas, tomoterapia helicoidal, deterioro del MLC

Introducción y objetivos

El colimador multiláminas (MLC) juega un papel crucial en tratamientos de intensidad modulada con tomoterapia helicoidal, pues es el elemento responsable de reproducir la distribución de dosis planificada. Frente al clásico movimiento motorizado con posicionamiento continuo, el MLC de la unidad de tomoterapia es binario, esto es, cada lámina puede tener dos posiciones, abierta o cerrada, durante el tratamiento, siendo impulsada por un mecanismo neumático de forma que el tiempo de tránsito entre las dos posiciones es de unos 25 ms. En algunos casos el factor de modulación (cociente entre el tiempo máximo y el tiempo medio de apertura de las láminas) permitido en las planificaciones de tratamientos es tal que exige tiempos de apertura de las láminas demasiado cortos, lo que supone un funcionamiento forzado del MLC que puede dar lugar a una degradación del mismo, desembocando incluso en su sustitución. Dicho factor se deriva tanto del fraccionamiento como de la elección por parte del usuario de otros parámetros como el tamaño de campo y el pitch (recorrido de la mesa por rotación de gantry entre el tamaño de campo). En este trabajo se presentarán las claves necesarias para reconocer dichos planes de alta modulación y las posibles herramientas para corregirlos.

Material y métodos

Tomando como referencia dos planificaciones que provocaron la interrupción del tratamiento por fallo del MLC, se comparan diferentes parámetros de dichas planificaciones con todas las realizadas para la unidad de tomoterapia helicoidal desde su instalación en Junio de 2010 (del orden de 450) y cuyo tratamiento no alteró el correcto comportamiento del MLC. Además, se evalúa para una planificación estándar de qué forma varían los tiempos de apertura de las láminas al modificar ciertos parámetros de máquina, tales como el factor de modulación, el pitch o el tamaño de campo.

Resultados y discusión

Las dos planificaciones cuyo tratamiento fue interrumpido por fallos del MLC, mostraron una elevada proporción de láminas (mayor del 37%) con tiempos de apertura menores de 100 ms, frente al resto de planificaciones evaluadas, cuya proporción de láminas con esos tiempos de apertura era menor. Dicha proporción se puede calcular a partir del histograma de tiempo de apertura de láminas que nos muestra el planificador. La proporción de láminas con tiempos de apertura menores de 100 ms se puede modificar al variar parámetros tales como el pitch, el tamaño de campo y el valor máximo permitido para el factor de modulación, llegando a la conclusión de que la solución óptima son los planes que muestran un compromiso tal entre dichos parámetros que sin variar la calidad del tratamiento, disminuyen el número de láminas con bajos tiempos de apertura. Además, los efectos en cuanto al tiempo de latencia para tiempos de apertura de lámina menores de 100 ms no están modelados en el planificador de una forma fidedigna.

Conclusiones

Para planes de tratamiento de alta modulación en tomoterapia, es recomendable estimar la proporción de láminas con tiempos de apertura por debajo de 100 ms, y en caso de que esta sea elevada, modificar los parámetros de administración del plan.

Bibliografía

- [1] M. W. Kissick et al. "The helical tomotherapy thread effect" *Med Phys* 32 (5), 1414-23 (2005)
- [2] D. C. Westerly "Treatment planning to improve delivery accuracy and patient throughput in helical tomotherapy" *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 74 (4) 1290-7 (2009)

ANÁLISIS CUANTITATIVO DE LOS ERRORES DE POSICIONAMIENTO DE UN COLIMADOR MULTILÁMINAS PARA TRATAMIENTOS DE ARCOTERAPIA VOLUMÉTRICA

Gómez González N, García Repiso S, Martín Rincón C, Cons Pérez N, Sáez Beltrán M, Delgado Aparicio JM, Pérez Álvarez ME, Verde Velasco JM, Ramos Pacho JA y De Sena Espinel E

Servicio de Radiofísica y P.R. Hospital Universitario de Salamanca. Salamanca.
Correspondencia: nuriagomez@saludcastillayleon.es

Palabras clave: MLC, Fence Test, IMRT, control de calidad

Introducción y objetivos

La precisión en el posicionamiento del sistema de colimación multiláminas (MLC) de un acelerador lineal es crítica, especialmente en tratamientos de IMRT, donde pequeños errores pueden provocar discrepancias dosimétricas relevantes con respecto al plan calculado. Para valorar la exactitud y repetibilidad del posicionamiento de las láminas se pueden utilizar distintos controles, entre ellos el conocido como *fence test* cuyo patrón de imagen permite encontrar anomalías de forma visual. El objetivo de este estudio es desarrollar un método que permita cuantificar los errores de posicionamiento del MLC a partir de este test.

Material y métodos

En nuestro hospital se dispone de un acelerador Clinac DHX (Varian), que cuenta con un MLC Millennium 120 con 60 pares de láminas con el que se realizan tratamientos de arcoterapia volumétrica (Rapid Arc). El procedimiento consiste en irradiar un patrón *fence test* dinámico con 5 gaps de 0.5 mm cada 2 cm sobre CRs, que posteriormente se leen con un lector FCR XG5000 (Fuji). Las imágenes se analizan mediante un *software* propio implementado en Matlab que proporciona resultados cuantitativos a partir de la evaluación de perfiles de intensidad a lo largo del patrón. Para comprobar el correcto funcionamiento de la aplicación, se introducen errores intencionados variando la anchura y posición del gap. Se ha evaluado también la repetibilidad del procedimiento analizando las imágenes obtenidas al irradiar el mismo patrón un número consecutivo de veces.

Resultados y discusión

De la introducción de errores intencionados se ha conseguido medir desviaciones en el posicionamiento hasta de 0.2 mm, que no son perceptibles a simple vista. El número de falsos positivos (indicación de error en el posicionamiento o en la anchura de *gap* cuando no hay error) es reducido (<1%). Al evaluar la repetibilidad de la prueba se han detectado mayores coeficientes de variación en las láminas de los extremos que en las centrales, pero en todos los casos inferiores al 10%.

Conclusiones

Nuestro software de análisis de imagen para pruebas tipo *fence* mejora la precisión en la detección de errores de posicionamiento del MLC al eliminar el factor subjetivo de la interpretación visual.

Bibliografía

- [1] LoSasso T, Chui CS, Ling CC. Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. *Med Phys* 1998;25:1919–7.
- [2] Venencia CD, Besa P. Commissioning and quality assurance for intensity-modulated radiotherapy with dynamic multileaf collimator: experience of the Pontificia Universidad Católica de Chile. *J Appl Clin Med Phys* 2004;5:37–54.
- [3] Bayouth JE, Wendt D, Morrill SM. MLC quality assurance techniques for IMRT application. *Med Phys* 2003;30:743–50.

AJUSTE DE ALGORITMO DE CÁLCULO MONTE CARLO PARA ELECTRONES (eMC) EN EL PLANIFICADOR ECLIPSE

Verde Velasco JM, García Repiso S, Martín Rincón C, Ramos Pacho JA, Delgado Aparicio JM, Pérez Álvarez ME, Sáez Beltrán M, Gómez González N, Cons Pérez N, De Sena Espinel E

Servicio de Radiofísica y P.R. Hospital Universitario de Salamanca. Salamanca.
Correspondencia: jmverde@gmail.com

Palabras clave: Electrones, Monte Carlo, modelado de planificador, Eclipse

Introducción y objetivos

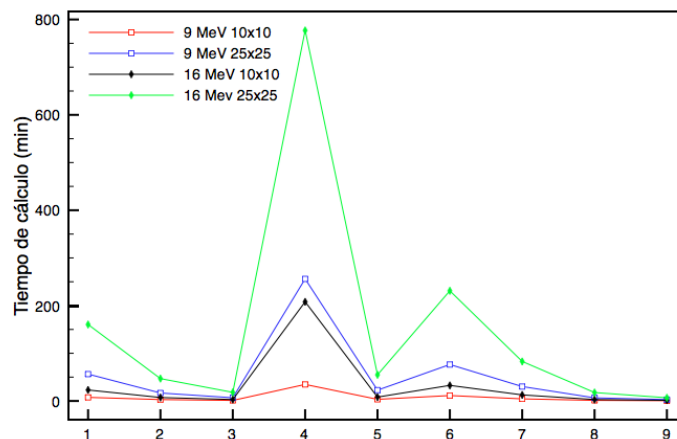
La puesta en marcha de un algoritmo de cálculo Monte Carlo requiere no solo de una cuidadosa serie de medidas, sino también ajustar diversos parámetros de cálculo los cuales influirán tanto en la bondad del cálculo de dosis como en el tiempo necesario para el cálculo, siendo necesario llegar a una solución de compromiso que consiga una precisión de cálculo aceptable en un tiempo de cálculo asumible. En este trabajo presentamos nuestra experiencia en este ajuste.

Material y métodos

Se emplea un planificador Eclipse versión 10.0 (Varian) en una estación de trabajo DELL (Intel Xeon 2.40 GHz, RAM 24 Gb), en el cual los parámetros ajustables para el cálculo del eMC son: el tamaño de la rejilla de cálculo (*Calc Grid Size*), la precisión estadística que se pide a dicho cálculo (*Accuracy*) y el valor de la semilla para el generador de números aleatorios, aunque este último no es un valor relevante siempre que se elija dentro de ciertos parámetros (un número primo de 7 dígitos o más), por lo que no se ha utilizado como variable durante el ajuste. Además se ha decidido no emplear un límite en el número de historias de partícula, puesto que esto dificultaría controlar la bondad del ajuste. Para la realización del cálculo para el ajuste del algoritmo eMC, se toman 9 conjuntos distintos de parámetros para las energías de electrones de 9 y 16 MeV y campos cuadrados de 10x10 y 25x25 cm² de un acelerador Clinac DHX (Varian). Se realiza un análisis de las bondades de los ajustes comparando los PDD calculados con los medidos en la unidad de tratamiento, y se evalúan frente a los tiempos de cálculo.

Resultados y discusión

El planificador Eclipse proporciona cuatro parámetros para la comparación cuantitativa de los PDD calculados para cada energía y tamaño de campo: las diferencias de profundidad entre el PDD calculado y el medido en su máximo y en el 50%, y las diferencias de dosis a 100 y 200 mm de profundidad, resultando estos dos últimos inadecuados para el análisis en el caso de un haz de electrones. Para comprobar la validez de los dos primeros, se estudia la dispersión de los valores obtenidos para dos campos de tamaño distinto para cada energía según los distintos parámetros elegidos para el cálculo, en los que se esperarían pequeñas variaciones si fuera un parámetro adecuado. En este caso, las variaciones resultan inaceptables para las diferencias en el máximo, resultado explicable por la gran anchura de la zona de “plateau” en los PDD de electrones, mientras que las diferencias al 50% parece un parámetro estable. Esto nos dejaría con un único parámetro para decidir el ajuste, lo que resulta insuficiente. Además debe considerarse que en muchos tratamientos con electrones, una parte importante del PTV se encuentra localizado en su zona de *build up*, de la cual no aporta ninguna información. Por estos motivos se opta por un ajuste cualitativo comparando gráficamente ambos PDD, que se valora frente a los tiempos necesitados (ver gráfica) para el cálculo de los campos anteriormente dichos, fijándose los valores óptimos en *Accuracy* = 2 y *Calc Grid Size* = 1 mm.



Conclusiones

Se ha presentado la metodología empleada en nuestra instalación para el ajuste de los parámetros de cálculo por Monte Carlo de campos de electrones (eMC) en un planificador Eclipse para un acelerador Varian Clinac DHX optándose por los valores en *Accuracy* = 2 y *Calc Grid Size* = 1 mm.

MARGEN AL CTV EN IRRADIACIÓN SIMULTÁNEA DE VOLÚMENES DE TRATAMIENTO ADSCRITOS A DISTINTOS MARCOS ANATÓMICOS: EL PARADIGMA DEL CA. DE PRÓSTATA DE ALTO RIESGO CON INDICACIÓN DE IRRADIACIÓN GANGLIONAR

Sanz Freire CJ¹, Pérez Echagüen S², Collado Chamorro P¹, Díaz Pascual V¹, Vázquez Galiñanes A¹ y Ossola Lentati GA²

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, CIBIR. Logroño.

²Servicio de Oncología Radioterápica, CIBIR. Logroño.

Correspondencia: csanz@riojasalud.es

Palabras clave: Márgenes, boost simultáneo, IGRT, ca Próstata alto riesgo, IMRT

Introducción y objetivos

El tratamiento radioterápico mediante técnicas de modulación de intensidad (IMRT) posee como es sabido diversas ventajas. Entre ellas, permite implementar de forma natural técnicas de irradiación simultánea de varios volúmenes de tratamiento (boost concomitante) a distintos niveles de dosis mediante esquemas de fraccionamiento validados. Este es, por ejemplo, el caso del tratamiento del adenocarcinoma de próstata de alto riesgo con indicación de irradiación ganglionar pélvica (PLN) [1]. La respuesta lenta desde el punto de vista radiobiológico del ca. de próstata permite el tratamiento simultáneo del tumor y de las zonas de riesgo de extensión tumoral: las vesículas seminales y los ganglios pélvicos (GGPP), manteniendo un fraccionamiento estándar para estos últimos y disminuyendo la toxicidad aguda. Sin embargo, al considerar por una parte la glándula prostática y por otra los distintos niveles ganglionares pélvicos involucrados, especialmente iliacos comunes (IC), externos (IE), internos (II) y presacros (PS), los mismos están anatómicamente adscritos a marcos referenciales distintos y su posicionamiento condicionado por factores no comunes. El posicionamiento de la próstata es altamente dependiente de las condiciones de llenado de recto y vejiga, con una importante componente aleatoria en la incertidumbre. Los mencionados niveles ganglionares IC, IE, II y PS están adscritos a los vasos pélvicos y ésta a su vez ligada con una muy pequeña componente de incertidumbre aleatoria a la estructura ósea pélvica [2]. En la irradiación simultánea de ambos volúmenes, el correcto posicionamiento de uno de ellos no garantiza el correcto posicionamiento del otro. Más aún, el posicionamiento preciso de la próstata mediante técnicas de imagen guiada (IGRT), esencial en escalada de dosis o esquemas hipofraccionados extremos, implica realización de correcciones que automáticamente afectan al posicionamiento de los GGPP. La componente aleatoria que se elimina mediante dicha corrección se traslada al posicionamiento de los GGPP. La incertidumbre global en el posicionamiento de los mismos puede ser mayor cuanto mayor sea la corrección realizada sobre el posicionamiento del volumen prostático, al introducir esta nueva componente aleatoria, potencialmente poniendo en compromiso la validez de los márgenes al CTV de GGPP. El triple objetivo del presente trabajo es:

1. Comprobar el efecto sobre el posicionamiento de los GGPP de las correcciones sobre la posición de la próstata en irradiación simultánea guiada mediante imagen diaria y su relación con el llenado de recto y vejiga
2. Verificar si los márgenes estándar empleados para el CTV GGPP son válidos para esta técnica
3. Calcular la extensión necesaria del margen en caso de que 2. no se verifique

Material y métodos

Este estudio se realiza sobre una muestra de pacientes sometidos a irradiación simultánea de próstata, vesículas seminales y GGPP mediante IMRT guiada por imagen tomográfica de haz cónico (CBCT). Los pacientes siguen un curso de tratamiento hipofraccionado en 27 sesiones hasta 70.2 Gy en volumen prostático equivalentes aproximadamente a 82 Gy a 2 Gy por fracción. El volumen GGPP recibe 48.6 Gy a 1.8 Gy por fracción. Los pacientes siguen el protocolo establecido de llenado de vejiga y vaciado de recto de nuestra Unidad. El tratamiento es impartido en el acelerador lineal CLINAC 2100 C/D (VARIAN MS) dotado de sistema de imagen OBI (VARIAN MS) que permite la realización de CBCT. La imagen CBCT se realiza diariamente, el objetivo a localizar es la glándula prostática y la corrección es en tiempo real (online). El tamaño de la muestra de imágenes CBCT analizadas es de N = 195. Para ciertos pacientes escogidos de forma aleatoria se realiza además imagen planar ortogonal kV-MV para análisis offline del posicionamiento de la estructura ósea (N=34). A partir de la información de las imágenes se estudia la incertidumbre en el posicionamiento de la próstata, la incertidumbre en el posicionamiento de los mencionados niveles de GGPP y la correlación entre el posicionado de ambos volúmenes. Se estudia asimismo la correlación entre el posicionado de la próstata y el llenado de recto y vejiga mediante diversos indicadores. Se verifica cómo se traslada la incertidumbre del posicionado de la próstata al posicionado de los GGPP en función del estado de recto y vejiga. Para cada una de las imágenes, se simula el posicionamiento del CTV GGPP tras corrección de posicionamiento de la próstata y se verifica el volumen no superpuesto (NOV) de CTV de GGPP sobre el PTV de GGPP original. Se calculan la extensión de margen al CTV necesaria para cumplir la condición de al menos un 90% de la muestra tenga el CTV GGPP dentro del PTV GGPP original.

Resultados y discusión

La incertidumbre promedio en el posicionamiento del volumen prostático de nuestra muestra es de 1.25, 0.82 y 0.74 cm en las direcciones vertical, longitudinal y lateral (2σ). La incertidumbre en el posicionamiento del volumen GGPP es 0.42, 0.65, 0.90 cm respectivamente (2σ). La correlación entre el posicionamiento de la próstata y los GGPP es fuerte en la dirección lateral ($r=0.86$, $p<0.01$) y no es significativa en las direcciones vertical y longitudinal. Se encuentra una correlación moderada en la posición vertical de la próstata con el volumen rectal ($r=0.50$, $p<0.01$). Se comprueba que tras el posicionamiento de la próstata, la incertidumbre en el posicionamiento de los GGPP aumenta a 1.12 y 0.79 cm en las direcciones vertical y longitudinal respectivamente (2σ), confirmándose la hipótesis del traslado de la incertidumbre de la próstata a GGPP. Sobre la muestra descrita, se encuentra un 47% de casos en los que algún punto del CTV GGPP tras posicionamiento no se superpone al PTV GGPP original, no verificándose por tanto la condición impuesta. Aumentando el margen al CTV 1 mm más de forma isótropa se logra un 9% de casos en que el CTV tiene algún punto fuera del PTV. Un aumento isótropo de 3 mm reduce ese valor al 3% de casos.

Conclusiones

El preciso posicionamiento del volumen prostático no garantiza en absoluto el correcto posicionamiento del volumen GGPP en la técnica de irradiación simultánea. La reproducibilidad del estado de recto y vejiga resulta fundamental no solo para el correcto posicionamiento de la próstata, sino también de los niveles mencionados de GGPP. En la muestra estudiada, la cobertura real del CTV ganglios pélvicos mediante márgenes estándar ha resultado insuficiente. En el caso general, en la puesta en marcha de este tipo de técnicas, una revisión de los márgenes al CTV de GGPP debe ser realizada.

Bibliografía

- [1] Dosimetric advantages of IMRT simultaneous integrated boost for high risk prostate cancer. Li XA, Wang
- [2] JZ, Jursinic PA, Lawton CA, Wang D. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 2005 Vol 61(4):1251-1257
- [3] Mapping of nodal disease in locally advanced prostate cancer: Rethinking the CTV for pelvic nodal irradiation based on vascular rather than bony anatomy. Shih HA, Harisinghani M, Zietman A, Wolfgang J,
- [4] Saksena M, et al. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 2005 Vol 63(4):1262-1269

ORGANIZACIÓN DEL ASEGURAMIENTO DE LA CALIDAD EN UNA UNIDAD DE RADIOFÍSICA

Carmona Meseguer V¹, Lliso Valverde F¹, Gimeno Olmos J¹, García Martínez MT¹, Pujades Claumarchirant MC², Montoya Carrilo I³, Palomo Llinares R¹, Ballester Pallarés F⁴ y Pérez-Calatayd J^{1,5}

¹Unidad de Radiofísica. Hospital U.P. La Fe. Valencia.

²Centro Nacional de Dosimetría. Valencia.

³Hospital U.P. La Fe, , Bulevar Sur s/n, 46026 Valencia, España.

⁴Subdirección de Sistemas / Informática Universitat de València, Dpt. Física Atòmica, Molecular i Nuclear. Facultat de Física. Burjassot. Valencia.

⁵Hospital Clínica Benidorm, itic. Benidorm, Alicante.

Correspondencia: carmona_vic@gva.es

Palabras clave: Aseguramiento calidad, ERI, dosimetría clínica, dosimetría física, organización documental, informática clínica

Introducción y objetivos

En los últimos años, las Unidades de Radiofísica en Radioterapia (URFRT) han pasado de trabajar con una unidad de terapia con las herramientas para el aseguramiento de la calidad y con un solo planificador, a trabajar con varias unidades de terapia (externa y braquiterapia) que necesitan multitud de dispositivos para su control, varios planificadores diferentes y un conjunto de profesionales bajo su supervisión. Además las URFRT deben afrontar el reto del hospital sin papeles con todas sus importantes implicaciones prácticas. Ante esta situación, se impone la necesidad de estandarizar los procesos de información de una forma dinámica. Los protocolos y los procedimientos deben estar siempre actualizados. Los resultados de controles deben poderse insertar directamente por el dosimetrista durante las pruebas en hojas de cálculo y bases de datos que permiten analizarlos en diferentes ordenadores y ver su evolución en el tiempo. Las aceptaciones y los estados de referencia inicial deben de encontrarse siempre a mano para confrontarlos con los resultados de las pruebas. Programas de verificación independiente para cada sistema de planificación deben ejecutarse en cada cálculo. Finalmente todo un conjunto de documentos generados en una URFRT moderna deben ser preservados y clasificados. El objetivo de este trabajo es presentar la experiencia de nuestro Hospital desde el año 2000 en organizar un sistema que permita el aseguramiento de la calidad ante el reto de servicios cada vez más grandes y complejos.

Material y métodos

En nuestro Hospital se han diseñado un conjunto de páginas web que enlazan el conjunto de información electrónica de la unidad: documentos, hojas de cálculo y bases de datos. Esta estructura web y el uso de “suites” ofimáticas que permiten el acceso concurrente al mismo documento, permite que distintos usuarios desde distintas localizaciones puedan acceder a la información. Este conjunto de páginas web se han creado y se mantienen fácilmente mediante WikidPad (<http://wikidpad.sourceforge.net>), un programa de código abierto instalable en sistemas operativos Windows, Linux o Mac OSX. Este programa inicialmente diseñado como un organizador personal sencillo de ideas, listas, contactos o documentos permite exportar todo este conjunto de enlaces y documentos a una carpeta compartida donde múltiples usuarios pueden acceder a la información. Este programa permite redactar múltiples artículos y enlazar entre sí mediante un estilo de “wiki”. Puede crecer fácilmente a base de crear enlaces desde palabras de artículos ya escritos a otras páginas o documentos que se abren directamente. Esta estructura permite enlazar la misma información desde diferentes lugares de la “wiki”.

Resultados y discusión

Por ejemplo, desde la “wiki” tenemos acceso a los enlaces de Braquiterapia y de Radioterapia Externa. Desde el enlace de Braquiterapia podemos acceder a la página de la unidad de Alta Tasa (HDR) donde los dosimetristas pueden rellenar el formulario de las pruebas diarias en una base de datos. También se encuentran allí todos los protocolos para la realización de distintas técnicas en los sistemas de planificación, como el de los tratamientos ginecológicos de RM. También se puede acceder al cálculo de EQD2 del caso y finalmente a su verificación independiente con sendas hojas de cálculo. Desde la página de Radioterapia Externa, se puede acceder a la sección de Dosimetría Física y a partir de ahí, entre otras, a los registros de las verificaciones dosimétricas periódicas para su revisión y aprobación. También se encuentran allí las aceptaciones de los dispositivos de medida que se usan en las verificaciones. Como ilustración de la “wiki” desarrollada se presentan en este trabajo los menús/hojas para el caso de ERI, QA y procedimientos de dosimetría clínica en el caso de Braquiterapia de HDR.

Conclusiones

La gran variedad de métodos y almacenamiento de datos en una URFRT requiere un sistema completo, permanentemente actualizado, dinámico y seguro. En nuestra experiencia hemos intentado enfrentarnos a estos retos mediante la construcción de una red de enlaces web a toda nuestra documentación con estilo de “wiki” de la que se presentan los aspectos fundamentales en este trabajo ilustrando su uso en el caso de Braquiterapia de HDR.

INCERTIDUMBRE ASOCIADA AL AJUSTE EN LA CALIBRACIÓN DE LA PELÍCULA RADIOCRÓMICA

Ramos García L.I.* y Pérez Azorín J.F.

¹Clínica Universidad de Navarra . Departamento de Oncología, Av Pio XII n36 31008 Pamplona.

²Departamento de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital de Cruces.

Correspondencia: liramamos@unav.es

Palabras clave: Calibración película radiocrómica, ajuste por mínimos cuadrados

Introducción y objetivos

Se comparan mediante simulación MC tres estimadores de mínimos cuadrados para la estimación de los parámetros en la calibración de la película radiocrómica. Los tres estimadores son:

1. Mínimos cuadrados ordinarios:

$$\{c_j\}_{j=1}^m = \operatorname{argmin} \sum_{i=1}^n [y_i - f(c_j, x_i)]^2 = \operatorname{argmin} \sum_{i=1}^n \delta_{y,i}^2 \quad (1)$$

Donde los pares (x_i, y_i) constituyen la tabla de calibración usada para estimar los c_j parámetros de la función.

2. Mínimos cuadrados pesados en la variable:

$$\{c_j\}_{j=1}^m = \operatorname{argmin} \sum_{i=1}^n \left[\frac{y_i - f(c_j, x_i)}{\sigma_i} \right]^2 = \operatorname{argmin} \sum_{i=1}^n W_{y,i} \delta_{y,i}^2 \quad (2)$$

Tanto (1) como (2) son los estimadores por mínimos cuadrados más empleados y se encuentran implementados en numerosos paquetes estadísticos.

3. Estimador de Demming^{1,2} para tener en cuenta las incertidumbres en x e y :

$$\{c_j\}_{j=1}^m = \operatorname{argmin} \sum_{i=1}^n W_{y,i} \delta_{y,i}^2 + W_{x,i} \delta_{x,i}^2 \quad (3)$$

4. Estimador de varianza efectiva³:

$$\sigma_{y,i}^2|_{eff} = \sigma_{y,i}^2 + \left(\frac{\partial f(c_j, x)}{\partial x} \right)^2 \sigma_{x,i}^2 \quad (4)$$

Material y métodos

Se asume que las incertidumbres en la dosis en los valores de pixel siguen distribuciones gaussianas con desviaciones estándar de 1% para las dosis y de 0.7% para los valores de pixel. Con estos modelos el proceso de calibración se simuló obteniendo distintas tablas de calibración Dosis frente a densidad óptica. Estas tablas se ajustaron a un polinomio de segundo grado siguiendo el esquema propuesto por Devic et al.^{4,5}:

$$D = c_1 \text{notOD} + c_2 \text{netOD}^2 \quad (5)$$

Se partió de una tabla de calibración sin ruido obtenida de la expresión (5). Los parámetros concretos de los que partiremos serán $c_1=303$ cGy, $c_2=299$ cGy y $n=2$

Se realizaron cuatro tipos de ajustes por cada uno de los métodos que se quieren analizar. Por cada número equiespaciado de puntos se realizaron $5 \cdot 10^4$ simulaciones y el proceso se repitió considerando desde 5 a 40 puntos en la tabla.

Resultados y discusión

En la figura 1 se muestra el valor de los coeficientes promedio y el intervalo de confianza $k=1$ calculados con las $5 \cdot 10^4$ muestras en función de los puntos de la tabla para los coeficientes del modelo (5):

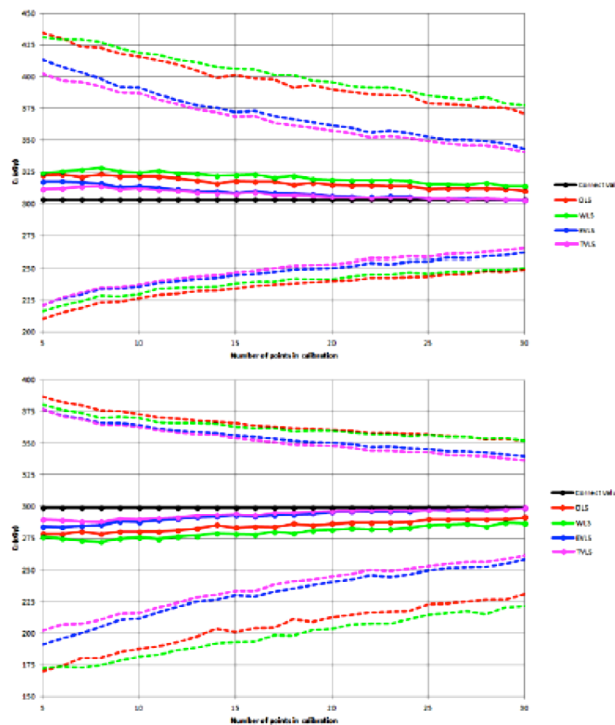


Figura 1: Comparación de los valores reales y estimados así como sus varianzas para los cuatro tipos de estimadores analizados

Conclusiones

El estimador TV es mejor, menor varianza, sesgo y converge más rápido.

El estimador EV es prácticamente iguales, pero además es más de codificar.

Un sesgo inferior al 1% solo se puede conseguir con al menos 20 puntos y con los estimadores TV y EV que usan la incertidumbre en ambas variables

El estimador por mínimos cuadrados ordinarios es superior al que solo tiene en cuenta las incertidumbres en la dosis.

Bibliografía

[1] W. H. Jefferys "Method of Least-Squares," *Astronomical Journal* **85**, 177-181, (1980).

[2] W. H. Jefferys "On the Method of Least-Squares .2," *Astronomical Journal* **86**, 149-155, (1981).

A. de Brauwere, F. De Ridder, M. Elskens, J. Schoukens, R. Pintelon, and W. Baeyens "Refined parameter and uncertainty estimation when both variables are subject to error. Case study: estimation of Si consumption and regeneration rates in a marine environment," *Journal of Marine Systems* **55**, 205-221, (2005).

[3] S. Devic et al "Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers," *Medical Physics* **31**, 2392-2401, (2004).

[4] S. Devic et al "Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner," *Medical Physics* **32**, 2245-2253, (2005).

ANÁLISIS N-DIMENSIONAL DEL PROCESO RADIOTERÁPICO

Villa Gazulla DC, Laliena Bielsa V, Calvo Carrillo S, García Romero A, Ortega Pardina P, Canellas Anoz M, Millán Cebrián E y Hernández Vitoria A

Servicio de Física y Protección Radiológica, HCU “Lozano Blesa”, Zaragoza. España.
Correspondencia: dvilla976@gmail.com

Palabras clave: Integración de datos, Análisis de datos, Cubo n-dimensional

Introducción y objetivos

Según el anexo III del Real decreto por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia (R. D. 1566/1998), las fases del proceso radioterápico son las siguientes: Evaluación inicial, Decisión terapéutica, Localización, Plan de irradiación, Simulación, Aplicación de tratamiento, Control de tratamiento, Evaluación final y Seguimiento. La complejidad de cada una de estas etapas así como su carácter multidisciplinar, dotan al proceso radioterápico de una cantidad ingente de información, que se encuentra, en la gran mayoría de las veces, dispersa y contenida en diferentes sistemas de almacenamiento: Documentación manuscrita, hojas de cálculo, bases de datos médicas, bases de datos físicas, bases de datos de pacientes, fichas de control y seguimiento, partes de averías de máquinas, sistemas de registro y verificación de tratamientos, sistemas de planificación, aplicaciones informáticas diversas, etc. La propia naturaleza heterogénea de los datos y su almacenamiento, dificultan el análisis de toda la información que se encuentra disponible en los servicios de radioterapia, restando con ello calidad a todo el proceso en su conjunto. El objetivo del análisis n-dimensional es, por una parte, la integración y unificación en una única base de datos de toda la información disponible en los servicios de física y de radioterapia y por otro lado, el análisis de los datos unificados e interrelacionados. Esta información unificada y analizada puede facilitar la identificación de las variables más relevantes en la investigación clínica dentro del marco del proceso radioterápico.

Material y métodos

El análisis n-dimensional de datos mediante herramientas informáticas consta de tres partes fundamentales:

Servicios de Integración: Se trata de herramientas que extraen los datos de diferentes orígenes heterogéneos (hojas Excel, bases de datos, sistemas de registro y verificación, documentos de texto,...). Una vez extraídos, los datos son transformados para homogeneizarlos en tipo y contenido, y por último son insertados en una base de datos común que está diseñada con un orden y unas relaciones establecidas. En resumen, estos servicios extraen datos de los orígenes, los transforman y los cargan en un destino que tiene la estructura que mejor se ajusta para su análisis posterior. **Servicios de Análisis:** Son capaces de crear aplicaciones denominadas cubos n-dimensionales que analizan la base de datos común donde los Servicios de Integración han cargado todos los datos. En este análisis, se identifican las variables acumulativas (número de pacientes, número de tratamientos, número de averías,...) y las variables descriptivas (Localización del tumor, fecha, unidad de tratamiento, técnica utilizada, dosis administrada, fraccionamiento, efectos agudos y tardíos,...). Llamaremos “medidas” a las variables acumulativas y “dimensiones” a las variables descriptivas, de forma que todas las “medidas” podrán ser divididas, teniendo en cuenta, varias “dimensiones” a la vez. Sobre estos conjuntos divididos de datos, se pueden realizar estadísticas, definir y calcular indicadores de calidad del proceso radioterápico e incluso abordar estudios de tendencias futuras. **Servicios de Informes:** Muestran los resultados de los análisis realizados en los cubos n-dimensionales en forma de gráficos, tablas, resumen de resultados en paneles de indicadores, estudios estadísticos,... Estos resultados se pueden visualizar mediante aplicaciones diseñadas a tal efecto o aplicaciones Standard (Excel) que se conectan a los cubos analizados. Todos los Servicios descritos son herramientas que se encuentran integradas en el paquete de instalación de Microsoft SQL Server Business Intelligence Development Studio. En nuestro caso, hemos utilizado la versión de Microsoft SQL Server 2008 para crear la base de datos común y el cubo n-dimensional de análisis. Los resultados e informes se obtienen mediante la aplicación Standard Excel 2007 de Office, realizando una conexión al cubo n-dimensional.

Resultados y discusión

Para llevar a cabo un proyecto de este tipo, se debe tener acceso a todos los orígenes de datos disponibles en los Servicios que intervienen en un Servicio de Radioterapia. La creación de archivos de datos es muy diversa, está muy dispersada en diferentes servicios y en muchos casos se encuentra codificada. Estos aspectos arrojan una idea de la complicación que existe en realizar una aplicación global. Se deben estandarizar tareas y poner de acuerdo a diferentes colectivos para obtener correctamente los orígenes

de datos. Debemos, por tanto, restringir nuestro estudio a los orígenes de datos que, hasta el momento de la elaboración de este trabajo, disponemos: 9 libros de hojas de cálculo con todos los datos de los controles de calidad mensuales de dosimetría física de todas las unidades de tratamiento disponibles en nuestro servicio. El cubo n-dimensional que se ha creado tiene definidas como medidas la dosis absorbida en condiciones de referencia tanto de fotones como de electrones, perfiles de campos de fotones y electrones, irradiación de cuadrantes, cuñas virtuales y curvas de porcentaje en profundidad de electrones. Como dimensiones se han definido la fecha, unidad de tratamiento, hoja Excel de origen, ángulo de brazo, Energía de fotones, cámara-electrómetro y orientación de cuña de cada una de las medidas. Mediante una conexión desde Excel 2007 a la base de datos del cubo n-dimensional somos capaces de visualizar a la vez todas las medidas realizadas en las diferentes unidades de tratamiento, dividiendo los datos con sus diferentes dimensiones. Se han podido observar con ello, diferentes comportamientos de los parámetros medidos en los controles de calidad, como por ejemplo las tendencias en el tiempo de las penumbras de fotones y electrones en todas sus energías. Los indicadores de calidad en este conjunto de datos están ya predefinidos mediante las tolerancias aplicables a cada una de las pruebas de los controles mensuales. En este caso, el cubo n-dimensional tiene un papel más de unificador y visor de gráficas y datos, que de revelador de indicadores de calidad. Mayor interés despierta la aplicación global de tratamientos que se encuentra en proceso.

Conclusiones

La elaboración y cálculo de un conjunto de indicadores de calidad del proceso radioterápico debe sustentarse en el conocimiento de una información clara, ordenada, unificada y analizada. El conjunto de aplicaciones que ofrecen los Servicios de Integración, Análisis e Informes mencionados es capaz de realizar un estudio de los datos obtenidos en los orígenes de datos y extraer la información necesaria que permita estar en condiciones de definir y calcular los indicadores más relevantes en radioterapia. Esto se conoce como minería de datos. La minería de datos convierte la información en conocimiento.

Bibliografía

- [1] Veerman, E., Lachev, T., Sarka, D., Loria, J.: SQL Server 2008, Business Intelligence, Implementation and Maintenance.
- [2] Real Decreto 1566/1998 por el que se establecen los criterios de calidad en Radioterapia, ref: BOE-A-1998-20644.

DESARROLLO DE UNA HERRAMIENTA DE SOFTWARE PARA LA GESTIÓN INTEGRAL DEL CONTROL DE CALIDAD EN UNA UNIDAD DE TOMOTERAPIA HELICOIDAL

García Repiso S¹, Hernández Rodríguez J², Martín Rincón C¹, Ramos Pacho JA¹, Verde Velasco JM¹, Delgado Aparicio JM¹, Pérez Álvarez ME¹, Gómez González N¹, Cons Pérez N¹ y Sáez Beltrán M¹

¹Servicio de Radiofísica y P.R. Hospital Universitario de Salamanca. Salamanca.

²Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitari Son Espases. Palma de Mallorca. Illes Balears.

Correspondencia: sgarciare@saludcastillayleon.es

Palabras clave: Control de calidad, tomoterapia helicoidal, herramienta de software, gestión integral

Introducción y objetivos

La gran cantidad de datos e información que se maneja en las pruebas de control de calidad de las unidades de tratamiento de radioterapia externa hace necesaria la utilización de herramientas que faciliten, por un lado, el manejo de las medidas y resultados en tiempo real, y por otro las tareas de gestión, archivo, consulta e informes de los datos almacenados. Se presenta en este trabajo una aplicación de software de desarrollo propio que se utiliza para la gestión integral de la unidad de tomoterapia helicoidal en los aspectos relacionados con las funciones y responsabilidades de la radiofísica hospitalaria.

Material y métodos

El desarrollo de la herramienta de software se ha realizado sobre Access 2007. El formulario de entrada a la aplicación se encuentra dividido en 4 partes: 1) Control de calidad: Da acceso a cada una de las pruebas de este tipo que se realizan en la unidad, permitiendo la toma de datos en tiempo real y devolviendo el resultado de los parámetros que se evalúan, advirtiendo de su corrección según las tolerancias establecidas. Incluye también la gestión de los controles de calidad personalizados para los planes de cada paciente (DQA) y la calibración del MVCT; 2) Control técnico: Permite el registro de las paradas que se han realizado en la máquina por mantenimiento y avería, y de la modificación de parámetros por parte del servicio técnico. 3) Consulta de resultados: Hace referencia a la parte de consulta de todos los datos existentes, con distintos tipos de criterios (fecha, prueba,...); 4) Administración y ayuda: Concerniente a la parte de administración de la aplicación, donde se pueden establecer las tolerancias para los resultados de los controles de calidad así como la gestión del material para la realización de los mismos. Desde su creación en Junio de 2010, la aplicación ha sufrido las correspondientes actualizaciones, ampliaciones y revisiones según se ha ido trabajando con ella para pulir deficiencias y mejorar su manejo. Se realiza un back-up diario para minimizar el daño en el caso de pérdida o deterioro de los datos.

Resultados y discusión

Durante más de dos años y medio se ha utilizado la aplicación para la gestión de los datos obtenidos en todas las pruebas de control de calidad de la unidad de tomoterapia helicoidal, incluyendo DQA. Se ha comprobado su fiabilidad a la hora de ofrecer la evaluación de las diferentes pruebas, y la comodidad de poder realizar consultas sobre cualquier registro sin necesidad de salir de la aplicación.

Conclusiones

La utilidad de una única aplicación que reúne todos los aspectos relacionados con la radiofísica hospitalaria en lo concerniente a una unidad de tratamiento de radioterapia externa, en este caso la tomoterapia helicoidal, ha quedado claramente demostrada en cuanto a su eficacia y manejo a la hora de medir y valorar resultados, registrar, consultar y realizar informes durante los más de dos años que se lleva utilizando en nuestro hospital.

IRRADIACIÓN CRANEOSPINAL CON LA TÉCNICA DE ARCOTERAPIA DE INTENSIDAD (VMAT)

Serna Berná A., Puchades Puchades V., Mata Colodro F., Ramos Amores D.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario Santa Lucía. Cartagena. Región de Murcia.
Correspondencia: alfredo.serna@carm.es

Palabras clave: RapidArc, VMAT, irradiación craneoespinal

Introducción y objetivos

La irradiación craneoespinal es un gran reto de planificación, pues implica irradiar una gran extensión del cuerpo, lo que obliga al uso de varios isocentros. Como resultante, aparece el problema de la unión de campos en zonas altamente radiosensibles como la médula espinal. El objetivo de este trabajo es presentar nuestra experiencia, a propósito de un caso, del uso de la técnica VMAT (RapidArc®) en la irradiación craneoespinal para evitar los problemas derivados de la técnica convencional.

Material y métodos

A propósito de un caso que recibe tratamiento adyuvante por un meduloblastoma, es necesario la irradiación del eje craneoespinal (36 Gy, 1.8 Gy /sesión) y boost en la fosa posterior (18 Gy, 1.8 Gy/ses). El paciente se inmovilizó en decúbito supino con un colchón de vacío, máscara termoplástica e inmovilizador de piernas. Se tomaron cortes de TAC desde la cabeza hasta los isquiones cada 5 mm. Realizamos dos planificaciones: 1) Planificación 3D con dos isocentros y procurando mantener una línea de unión geoméricamente exacto entre los isocentros mediante giros de mesa, según técnica clásica. Además se produce un desplazamiento de los isocentros 1 cm en días alternos para disminuir la posibilidad de sobredosificación en las líneas de unión. 2) Planificación VMAT. Debido a la longitud del PTV fue necesario emplear tres isocentros, todos con la mesa a 0°. El primer isocentro se colocó en el centro del cerebro, el segundo isocentro a nivel de la sexta vértebra dorsal y el tercero a nivel de la segunda vértebra lumbar. Entre cada isocentro solamente se realiza movimiento longitudinal de la camilla de tratamiento. En cada isocentro se programaron dos arcos, en el isocentro craneal con giros completos de 360°, y en los isocentros dorsal y lumbar se establecieron zonas de protección en un arco de 100° anterior con el objeto de minimizar la dosis integral. Se crea intencionadamente un solapamiento entre los campos de isocentros contiguos de 2-5 cm, para controlar mejor la dosis en esas zonas y por lo tanto no crear líneas de unión. El alineamiento del paciente en el acelerador se realiza mediante imagen portal para comprobar el alineamiento de la columna vertebral y posteriormente cone beam CT (CBCT) para cada uno de los isocentros. Solamente comienza la irradiación, cuando los isocentros pueden irradiarse únicamente con los desplazamientos previstos en la planificación. Comparamos la dosis media de los órganos de riesgo con otras técnicas de intensidad modulada volumétrica y tomoterapia (tomado de la literatura científica), renormalizando los valores dados en ambas publicaciones a 36 Gy para comparar con nuestra planificación del eje craneoespinal.

Resultados y discusión

La longitud del PTV es de 79.5 cm. En total con la técnica VMAT se administran 1130 UM por sesión, siendo la suma del barrido de todos los arcos de 1760°. El recubrimiento de dosis en el PTV es similar en ambas técnicas, aunque con 3D la dosis máxima en PTV es de 120% (43.6 Gy) mientras que en VMAT es de 112% (41 Gy). Por lo general, los órganos que son centrales presentan más dosis media en técnica 3D, por ejemplo corazón 4.9 Gy vs 15.3 Gy. Los órganos lateralizados reciben mayor dosis con VMAT, como por ejemplo riñones 6.4 Gy vs 1.2 Gy. La dosis corporal total ligeramente superior en VMAT (8.1 Gy) que en 3D (6.9 Gy), mientras que en tomoterapia la dosis es superior a ambos (10 Gy). En la gráfica adjunta se presenta una vista sagital donde las isodosis mostradas van desde la isodosis del 50% (18 Gy) hasta 107% (38.5 Gy), observándose una buena conformación al PTV y poca extensión anterior de la dosis, que no llega a salir la isodosis del 50% del cuerpo vertebral. Así mismo, se simuló un error de 3 mm en la posición relativa de los isocentros, resultando en escasa repercusión dosimétrica. Finalmente, el tiempo total de tratamiento, incluyendo la adquisición de todos los CBCT, es aproximadamente 30 minutos, inferior al tiempo empleado con tomoterapia de 45 min.



Figura. (a) Vista sagital de planificación VMAT y (b) planificación CRT 3D donde se muestran las isodosis mínima de 50% (18Gy) y máxima 107% (38.5 Gy). Las zonas saturadas indican valores superiores al 107%.

Conclusiones

La técnica VMAT para la irradiación craneoespinal es factible en la práctica clínica siendo al menos tan segura como cualquier otra técnica de intensidad modulada volumétrica, produciendo planificaciones de alta conformación y homogeneidad, y con menos inconvenientes técnicos comparado con la técnica 3D, tales como el uso de líneas de unión de campos.

INFLUENCIA DOSIMÉTRICA DEL MOVIMIENTO TUMORAL EN DISTINTOS TIPOS DE PLANIFICACIÓN DE RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA DE PULMÓN

González Pérez V, Crispín Contreras V, Abada Mocholí D, Pastor i Sanchis V, de los Dolores Alemany V, Bartrés Salido A y Guardino de la Flor C

Fundación Instituto Valenciano de Oncología. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Valencia.
Correspondencia: vgonzalez@hotmail.com

Palabras clave: SBRT, IGRT, Pulmón, Dosimetría Clínica

Introducción y objetivos

En la planificación de un tratamiento de radioterapia estereotáxica de pulmón se puede utilizar distintas estrategias, desde un conjunto de campos conformados hasta arco terapia modulada volumétrica; así como la introducción de campos o arcos no coplanares. En este trabajo se presenta una comparación de los parámetros dosimétricos que recomienda recoger el Radiation Therapy Oncology Group 0813 [1] para 9 planificaciones distintas de radioterapia estereotáxica de pulmón en un paciente usando una técnica de radioterapia conformada 3D que consiste en un conjunto de haces coplanares que simulan arcos de distinta longitud (180° , 270° y 360°); optimizados para cumplir con el criterio del RTOG 0813, tanto sin añadir otros haces como con 1 y 3 conjuntos de haces adicionales que simulan otros arcos no coplanares. En este tipo de lesiones es muy importante seleccionar unos márgenes adecuados para irradiarla correctamente dentro de los límites en los que se mueve en el ciclo respiratorio. Tomando una estimación de este movimiento, se ha evaluado la variación de dichos parámetros dosimétricos para valorar la robustez de estas planificaciones frente al movimiento de la lesión.

Material y métodos

Se ha planificado una radioterapia estereotáxica de pulmón en un paciente en que la lesión estaba en el pulmón izquierdo sin ningún órgano de riesgo en las cercanías. Se ha evaluado planificaciones (usando el planificador XiO 4.34.02, de CMS) con una longitud de arco de 180° , 270° y 360° ; bien con un único arco de tratamiento o bien añadiéndosele 1 y 3 conjuntos de haces que simulan arcos no coplanares. Se ha estudiado el D_{99} y el D_{95} del PTV y del GTV; los cocientes del volumen que reciben la isodosis de prescripción y de más del 50% de la dosis prescrita frente al volumen del PTV (CI y R_{50} , respectivamente); la dosis máxima 2 cm más allá del PTV (D_{2cm}); y el V_{20} y V_5 de ambos pulmones.

Se ha definido el PTV como la unión de los volúmenes del GTV contorneados en tres CT obtenidos en diferentes condiciones de respiración: en respiración normal, en espiración y en inspiración profunda; así como la unión del volumen que integra el GTV a lo largo de todo el ciclo respiratorio que obtenemos a partir de un MV-CBCT en el acelerador lineal.

El esquema de irradiación ha sido de 5 sesiones de 12 Gy. Esta se realiza en un acelerador Siemens ONCOR Expresión, dotado de tomografía de haz cubico de megavoltaje (MV-CBCT) y colimador multiláminas de 160 láminas. Se ha incluido en la dosimetría la dosis impartida por los 3 MV-CBCT que se realizan en cada sesión de tratamiento. Por último, se ha hecho un estudio de la "robustez" de las planificaciones frente al movimiento del GTV en el ciclo respiratorio. De los datos de [2], se ha estudiado un movimiento de 0.3 cm en la dirección RL, 0.45 cm en la dirección AP y 0,54 cm en la dirección SI. Mediante el algoritmo CERR [3] programado en Matlab, se ha evaluado (5 fracciones, 100 simulaciones de posición del tumor) la influencia de dicho movimiento en los parámetros anteriormente descritos para las 9 planificaciones, estudiándose como influye el número de arcos y su longitud.

Resultados y discusión

El hacer el arco más largo de 270° supone que empeore el parámetro V_5 del pulmón sin lesión (21,7% para 360° frente a 1,1% y 0% a 180° y 270°). La inclusión de arcos no coplanares supone una mejora solo en el parámetro R_{50} (media de 4,5 frente a 4,0). Los parámetros D_{99} y D_{95} en para el PTV y el GTV son similares en las 9 planificaciones, sin que haya diferencias con la longitud del arco de tratamiento o con el hecho de añadir haces no coplanares. Al simular como afecta el movimiento del GTV a su dosimetría, se observa que los parámetros D_{99} y D_{95} empeoran notablemente (paso de un promedio en las 9 planificaciones de 68,5 Gy a 57,1 Gy). Con la introducción de campos no coplanares, se observa que el límite inferior con una incertidumbre de $k = 2$ del parámetro D_{99} del GTV aumenta. Por ejemplo, con una longitud de arco de 270° , este límite pasa de 46,7 Gy a 50,1 Gy y 54,3 Gy para las planificaciones sin campos no coplanares, con 1 y 3 arcos no coplanares, respectivamente. Para un arco de 180° los resultados son 47,1 Gy, 52,1 Gy y 51,9 Gy; y para 360° son 51,5 Gy, 51,7 Gy y 53,1 Gy.

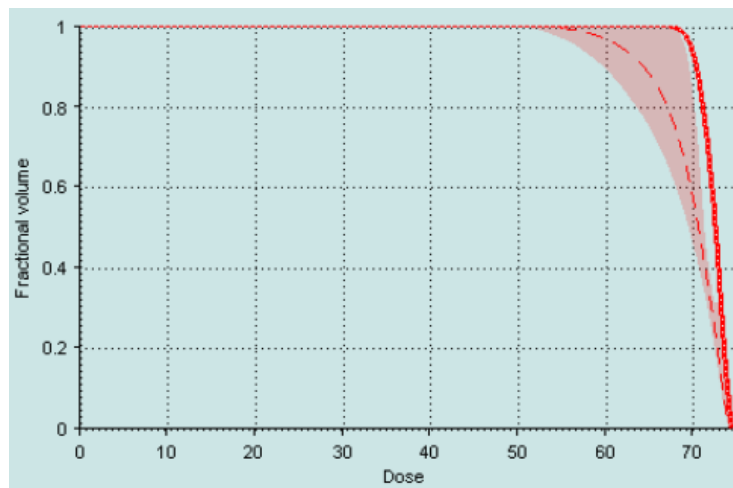


FIGURA I: Simulación de como varía el histograma dosis – volumen del GTV tras considerar su movimiento (planificación con arco de 180°).

Conclusiones

No se observan diferencias significativas en la dosimetría del PTV al modificar la longitud del arco de tratamiento o al añadir arcos no coplanares. Sin embargo, la distribución de dosis lograda con arcos más largos y con arcos no coplanares es menos sensible al movimiento tumoral, sobre todo si no se ha estimado correctamente los márgenes para el PTV, como se sugiere del hecho de que estas diferencias son más evidentes para el límite inferior con $k = 2$ que para la media de los resultados. Esto se debe a que la distribución de dosis se “alarga” en la dirección cráneo – caudal al añadir arcos no coplanares.

Bibliografía

- [1] Bezjak A (coordinador). Seamless Phase I/II Study of Stereotactic Lung Radiotherapy (SBRT) for Early Stage, Centrally Located, Non-Small Cell Lung Cancer (NSCLC) in Medically Inoperable Patients. Radiation Therapy Oncology Group. RTOG 0813. 2009.
- [2] Britton KR, Dong L, Mohan R. “Image Guidance to Account for Interfractional and Intrafractional Variations: From a Clinical and Physics Perspective. En: Cox JD, Chang JU, Komaki R. Image – Guided Radiotherapy of Lung Cancer. 1a ed. Informa; 2008. p.68-71
- [3] Deasy JO, Blanco AI, Clark VH. CERR: a computational environment for radiotherapy research. Med Phys. 2003 May;30(5):979-85.

IMPLEMENTACIÓN DE LA RED MOSAIQ EN EL FLUJO DE TRABAJO Y GESTIÓN DE UN SERVICIO DE ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA

Alonso Iracheta L¹, de la Casa de Julián MA¹, Samper Ots P², de las Peñas Cabrera MD² y Jiménez González JM¹

¹Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Rey Juan Carlos. Móstoles. Madrid.

²Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Rey Juan Carlos, Móstoles. Madrid

Correspondencia: leyre.iracheta@gmail.com

Palabras clave: Red, Mosaiq, Gestión, Radioterapia, Sin papeles, Listas QA

Introducción y objetivos

En Marzo de 2012 inició la Actividad el Hospital Rey Juan Carlos. En ese momento, nos encontramos con el reto de desarrollar todo el proceso radioterápico en un entorno sin papeles. El objetivo de este estudio es presentar cómo hemos implementado a través de la red MOSAIQ® el flujo de trabajo y la gestión en nuestro Servicio de Oncología Radioterápica.

Material y métodos

En la red MOSAIQ® versión 2.30 disponemos de un espacio personalizado para cada usuario donde tenemos información de las tareas realizadas y pendientes de realizar, la Historia Clínica del paciente con todos sus datos administrativos, clínicos, seguimiento durante el tratamiento, valoraciones de efectos secundarios y todos los documentos referentes a su simulación, planificación, verificación de tratamiento, ficha de tratamiento e informe dosimétrico, todo ello aprobado por el personal correspondiente mediante firma electrónica con validez legal. Hemos definido perfiles de usuario, con tres niveles de seguridad que permiten ver, modificar o aprobar las diferentes actividades. Toda esta información queda recogida en una base de datos de la que podemos obtener informes o estadísticas de todo tipo, fundamentales para la gestión del Servicio.

Resultados y discusión

Mediante las listas de Quality Assurance (QA) hemos desarrollado el flujo de trabajo dentro de nuestro Servicio. Las listas de QA consisten en una serie de actividades sucesivas, cada una de ellas asignada a un responsable, que debe realizarlas en un plazo de tiempo determinado. Cada usuario al iniciar diariamente su actividad sabe qué tareas tiene que realizar y en qué plazo de tiempo. Todos los requisitos legales sobre la firma de la planificación, de la revisión semanal de la ficha de tratamiento, del informe dosimétrico y de la hoja diaria de tratamiento han sido resueltos con el gabinete jurídico de nuestro Hospital dando validez legal a nuestro usuario y contraseña. En nuestro centro hemos establecido un protocolo de posicionamiento de los pacientes mediante Cone Beam de kV con corrección online en los casos de cáncer de próstata y con corrección offline NAL en los demás pacientes. MOSAIQ® permite almacenar los desplazamientos obtenidos, calcular la corrección media de las tres primeras sesiones de tratamiento y aplicarla para corregir los posibles errores de posicionamiento.

Conclusiones

La red MOSAIQ® contiene una serie de herramientas muy potentes y versátiles que permiten configurar el flujo de trabajo y la Gestión a la medida de las necesidades y metodología de trabajo de cada Servicio de Oncología Radioterápica

MEDIDA Y ANÁLISIS DEL ESPECTRO DE POTENCIAS DEL RUIDO EN IMÁGENES DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

Castro Tejero P1 y Garayoa Roca J2

¹Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda. Madrid.

²Servicio de Protección Radiológica, Fundación Jiménez Díaz. Madrid, Madrid.

Correspondencia: pablo.castro@salud.madrid.org

Palabras clave: Espectro de potencias de ruido, NPS, TC, ruido, calidad de imagen

Introducción y objetivos

Una característica importante en la calidad de una imagen es el ruido, que está relacionado con las fluctuaciones aleatorias de señal presentes. La desviación típica del valor de píxel en una región uniforme ha sido frecuentemente utilizada como métrica para caracterizar el ruido. Sin embargo, no aporta información acerca de su distribución espacial. Una descripción más completa se obtiene mediante el espectro de potencias del ruido (NPS) que representa tanto la cuantía como la correlación espacial del ruido. El objetivo del trabajo es presentar una metodología para obtener el NPS y analizar su comportamiento para imágenes de tomografía computarizada (TC) [1, 2, 3].

Material y métodos

El estudio se basa en las imágenes de la sección homogénea equivalente a agua del maniquí Catphan 500 situado en el isocentro de un equipo TC multicorte Toshiba Acquilion LB dedicado a la simulación de tratamientos en radioterapia. Se realizan 20 adquisiciones en modo helicoidal con una técnica de 120 kV, 80 mA y 1 s/rotación. Los parámetros de reconstrucción son: espesor de corte 2 mm y tamaño de matriz 512x512 sobre un campo de visión de 256 mm de diámetro. Asumiendo un sistema lineal invariante, se puede estimar el NPS_{2D} a partir de la imagen de una región uniforme como

$$NPS(u, v) = \frac{d_x d_y}{N_x N_y} \cdot \langle |TF[I(x, y)]|^2 \rangle \quad (1)$$

donde u y v es la frecuencia espacial (mm^{-1}) en las direcciones x e y , d_x , d_y y N_x , N_y son el tamaño de píxel (mm) y el número de píxeles, respectivamente, para cada dirección x e y , $TF[]$ representa la transformada de Fourier 2D e $I(x, y)$ es el valor de píxel de la imagen en una posición (x, y) . Para estimar la incertidumbre tipo A, se lleva a cabo el promedio del NPS sobre el conjunto de las 20 imágenes. Con el objetivo de mostrar una representación simple y asumiendo que existe simetría radial, también se determina el NPS_{1D} como función de la distancia radial r (siendo $r = \sqrt{u^2 + v^2}$).

En primer lugar, se calcula el NPS de las imágenes TC reconstruidas con diferentes filtros, FC11, FC13 y FC15 (*smooth*, estándar y *sharp*, por este orden), para determinar la influencia del núcleo de convolución sobre la forma del NPS. En segundo lugar y con el objetivo de eliminar la componente estructural del ruido, se obtiene el NPS de la imagen resultante de la substracción de dos imágenes. El ruido estructural es una componente no estocástica que puede tener múltiples causas, como la radiación dispersa, la corriente oscura, el endurecimiento del haz, ganancias no uniformes de los detectores...

Resultados y discusión

El NPS_{2D} obtenido en todos los casos (ver fig. 1) muestra simetría radial, sin apreciarse ninguna dirección privilegiada con aumento de ruido y, por tanto, se puede decir que no existe solapamiento de frecuencias (*aliasing*). Para las imágenes sin substracción, el NPS_{1D} determinado (fig. 1.a) muestra un pico a baja frecuencia. Este ruido puede tener un efecto nocivo sobre la detectabilidad de las lesiones, ya que en su mayoría son dominadas por las bajas frecuencias. Como se aprecia en el NPS_{1D} con substracción (fig. 1.b), el pico sigue presente aunque disminuye sensiblemente, por lo que se puede decir que el ruido estructural tiene una contribución importante sobre este ruido de baja frecuencia. Al margen de este pico, se puede observar que la forma del NPS es similar en todos los casos, aumentando a medida que aumenta la frecuencia hasta alcanzar un máximo a partir del cual se produce una caída más o menos rápida en las altas frecuencias. Así, para el filtro de mayor suavizado, FC11, se observa una concentración del espectro de ruido en las bajas frecuencias lo que implicará una imagen con un grano más grueso. Por el contrario, para el filtro FC15, que intenta preservar el contenido de alta frecuencia, se observa un incremento significativo de ruido en esta parte del espectro, lo que conllevará una imagen con un grano más fino. El área bajo la curva nos da una idea de la magnitud del ruido, observándose valores más bajos en los filtros de mayor suavizado.

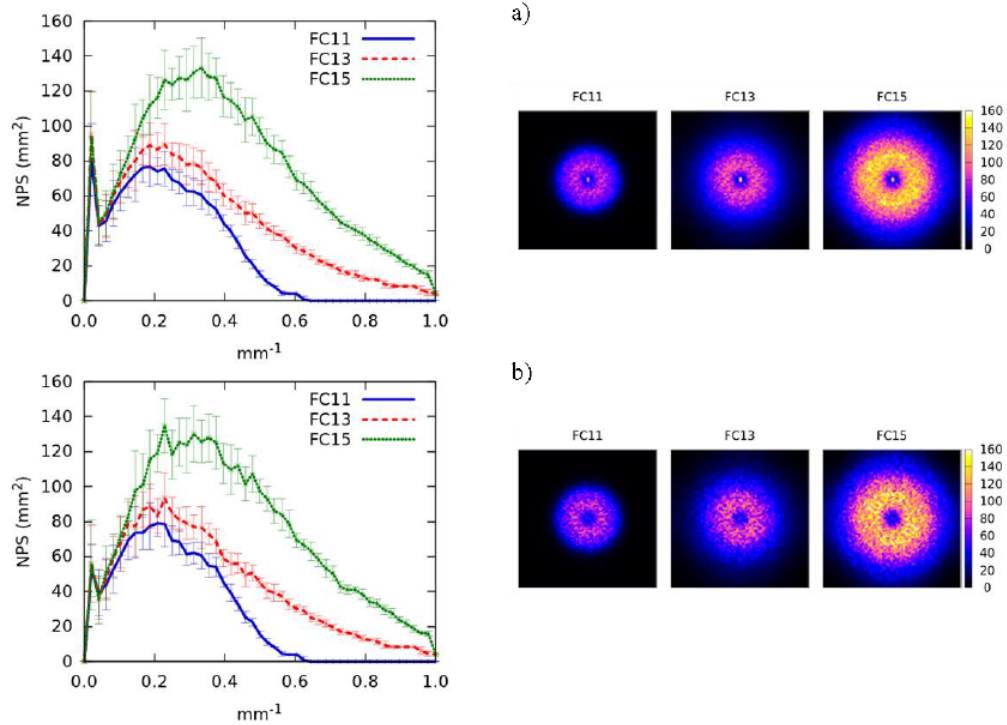


Fig. 1. NPS radial de imágenes sin sustracción a) y con sustracción b) reconstruidas con diferentes núcleos de convolución. Se representa el valor promedio de las medidas junto con las barras de incertidumbre con factor de cobertura 1.

Conclusiones

En el presente trabajo se estudia la implementación del espectro de potencias del ruido, NPS, como métrica para caracterizar el ruido, tanto en magnitud como en textura, para imágenes de tomografía computarizada. Los NPS encontrados muestran que, para filtros de convolución que suponen un mayor suavizado en la imagen reconstruida, el espectro se concentra en las bajas frecuencias, mientras que, para filtros *sharp*, el espectro se extiende hasta las altas frecuencias. En los casos analizados, existe una componente a baja frecuencia, en gran parte debida al ruido estructural, que puede suponer un potencial efecto negativo en la detectabilidad de lesiones.

Bibliografía

- [1] Boedeker KL, Cooper VN, McNitt-Gray MF. Application of the noise power spectrum in modern diagnostic MDCT: part I. Measurement of noise power spectra and noise equivalent quanta. *Phys Med Biol* 2007;52:4027-4046.
- [2] Solomon JB, Christianson O, Samei E. Quantitative comparison of noise texture across CT scanners from different manufacturers. *Med Phys* 2012;39(10):6048-6055.
- [3] Kijewski MF, Judy PF. The noise power spectrum of CT images. *Phys Med Biol* 1987;32(5):565-575.

ANÁLISIS DEL PROCESO DE EVALUACIÓN DE PLANES DE ARCOTERAPIA VOLUMÉTRICA (RapidArc) CON UNA MATRIZ DE DETECTORES MatriXXEvolution

Ramos Pacho JA, Martín Rincón C, Sáez Beltrán M, Verde Velasco JM, García Repiso S, Delgado Aparicio JM, Pérez Álvarez ME, Cons Pérez N, Gómez González N, De Sena Espinel E

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Universitario de Salamanca, Salamanca.
Correspondencia: jaramos@saludcastillayleon.es

Palabras clave: Control de calidad, IMRT, arcoterapia volumétrica, matriz de detectores, película radiocrómica.

Introducción y objetivos

El control de calidad de planes de IMRT se realiza habitualmente mediante la evaluación del índice gamma, que depende tanto de las diferencias dosimétricas en cada punto como de las distancias al acuerdo (DTA, Distance To Agreement), de modo que la comparación tiene en cuenta si la zona es de alto o bajo gradiente de dosis. Dicha evaluación, aplicando unas tolerancias usuales de 3% en diferencia de dosis absorbida y 3 mm en DTA, requiere para evitar la aparición de artefactos que el sistema de medida posea una resolución suficientemente alta, siendo la película radiocrómica el detector óptimo para este tipo de comprobaciones. Sin embargo, en el caso de una matriz de cámaras de ionización como el MatriXXEvolution, la frecuencia de muestreo es mucho menor, por lo que en la práctica se lleva a cabo una interpolación, habitualmente una cúbica tipo “spline”, en el plano de dosis medido. Posteriormente se procede a la comparación con el plano exportado desde el planificador, que tiene una resolución mayor, y se realiza el análisis gamma. Sin embargo no se está haciendo una comparación real entre la distribución de dosis medida y la calculada en el planificador, pues al interpolar estamos estimando una gran parte de los valores que se comparan, Esto provoca en muchos casos artefactos en zonas de alto gradiente de dosis durante la evaluación gamma, no causados por una verdadera discrepancia entre el plan calculado y el medido. El objetivo de este trabajo es analizar este procedimiento, comparando los resultados obtenidos con el plano de dosis exportado del planificador, procesado teniendo en cuenta el tamaño de los detectores y la separación entre ellos. Además, el plano de dosis calculado con su resolución original se compara con la medida realizada con película radiocrómica.

Material y métodos

Se exportan planos de dosis desde el planificador Eclipse, correspondientes a planes de tratamiento de diversas localizaciones anatómicas realizados con la técnica de arcoterapia volumétrica Rapid Arc, con un tamaño de matriz de 300 x 300 píxeles y una resolución de 1 mm. Dichos planos son procesados mediante una aplicación informática diseñada para tal efecto en Matlab, con la que se transforma la distribución de dosis teniendo en cuenta el tamaño de los detectores (diámetro de 4,5 mm) y la separación entre ellos (7,619 mm). De este modo, haciendo uso del MatriXX insertado en el maniquí de agua sólida MultiCube, se compara la distribución medida en el acelerador lineal Clinac (Varian) con la que el detector mediría idealmente.

Resultados y discusión

Al comparar el plano exportado desde el planificador, una vez procesado tal y como se ha indicado anteriormente, con la medida obtenida con la matriz de detectores, se observa un mejor ajuste en los perfiles respecto a la comparación con la distribución interpolada, especialmente en zonas de alto gradiente de dosis. En este caso no tiene sentido llevar a cabo una evaluación del índice gamma por la reducida resolución de los planos comparados respecto a la tolerancia de 3 mm, debiéndose usar únicamente como comparación la dosis absorbida en los puntos medidos. Por otro lado, se comparan distribuciones de dosis exportadas del planificador con la medida realizada en película radiocrómica en el maniquí MultiCube, haciendo uso de la elevada resolución que éstas ofrecen. Se verifica que las discrepancias en las zonas de alto gradiente entre la medida interpolada y el plano procedente del planificador se deben a dicha interpolación.

Conclusiones

En general, cuando se desea realizar una comparación entre dos sistemas de distinta resolución, debe hacerse degradando la resolución del mayor, ya que en caso contrario la comparación dependerá de la interpolación y parte de la información no será real. Al aplicarlo al caso concreto de la evaluación de un plan de IMRT, se obtienen discrepancias que no se corresponden con la realidad. Para verificarlo, por un lado se ha procesado el plano de dosis del planificador, simulando su lectura por el sistema detector antes de compararlo con la distribución medida, y por otro se ha comparado dicho plano sin procesar con la medida obtenida con película radiocrómica. De esto se desprende que con una matriz de detectores de este tipo, lo realmente fiable es una

comparación dosimétrica de los puntos medidos y no un análisis gamma que requiere una resolución mayor para poder usar una tolerancia razonable en la DTA.

Bibliografía

- [1] Albert M. et al., ESTRO booklet n. 9: Guidelines for the verification of IMRT
- [2] AAPM TG 119, IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons

SOLUCIÓN IMRT ESTÁTICA DE UN TRATAMIENTO RADIOTERÁPICO DEL CÁNCER DE MAMA CON LINFANGITIS CARCINOMATOSA CUTÁNEA

Puértolas Hernández JR¹, Iriando Igerabide U¹, Urraca de la Serna JM², Lozano Flores FJ¹, Pino León C¹, Larretxea Etxarri R¹.

¹Hospital Donostia. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Guipúzcoa.

²Hospital Donostia. Servicio de Oncología Radioterápica, Guipúzcoa.

Correspondencia: joseramon.puertolashernandez@osakidetza.net

Palabras clave: Radioterapia, IMRT, cáncer mama, linfangitis carcinomatosa.

Introducción y objetivos

Presentamos el caso de una mujer joven con un carcinoma de mama locorregionalmente avanzado, con respuesta disociada a QT inicial, mejorando el nódulo intraparenquimatoso pero, con aparición de una infiltración linfagítica cutánea cuya extensión craneal por cola de Spencer y hacia región cutánea supraclavicular impedía un correcto tratamiento quirúrgico. Cobraba gran importancia la administración de una dosis homogénea, sin interrupciones en la piel, al tiempo que un correcto tratamiento de las áreas clásicas. Simultáneamente la paciente recibió QT con Capecitabina y Lapatinib. Se definen en la literatura varios métodos para conseguir una unión ideal entre el límite inferior de los campos supraclaviculares y el límite superior de los campos tangenciales [1]. El uso de técnicas IMRT con colimación estática (sMLC) se describe como efectivo para conseguir dosis uniformes [2] [3] y, en nuestro caso, las reacciones en piel no son un efecto no deseado.

Material y métodos

Se realiza un estudio TC, 73 cortes, 5 mm. de separación en la reconstrucción, en escáner GE Light Speed RT16. Paciente en posición decúbito supino, brazos sobre cabeza con inmovilización bajo rodillas y plano inclinado para tratamientos de mama, Kneefix y C-QUAL™ Breastboard de CIVCO medical solutions. Prescripción: sobre mama y zona axilar supraclavicular, 5040 cGy en 28 fracciones de 180 cGy, para tratar una fracción diaria, cinco días a la semana. Planificación del tratamiento con software Oncentra® Master Plan v 4.1. Técnica IMRT método de colimación estática sMLC, con incidencias de 300°, 340°, 20°, 60°, 100°, 140° y 180°. Fotones de 6 MV. Algoritmo de cálculo Collapsed Cone. Para optimizar las dosis, sobre todo en la superficie, se puede extender el PTV hacia aire. En este caso, la dosis en aire fallará y se puede solucionar creando un bolus virtual. Como en nuestro caso vamos a necesitar también un bolus real, adaptamos la filosofía del bolus virtual [4]. Así, para asegurar los objetivos de cubrimiento de volúmenes de planificación y limitar dosis a órganos de riesgo, conseguir un cubrimiento adecuado en piel y utilizar bolus, se necesita definir volúmenes auxiliares, con margen en piel hacia dentro y hacia aire, y volúmenes de los espacios intermedios. Para optimizar la planificación, de los segmentos generados se eliminan aquellos que sólo cubren aire o que en su mayoría coinciden los márgenes del segmento con el límite de piel. Resulta una planificación de 29 segmentos, 562 unidades monitoras. Se considera en el cálculo un apósito hidrogel de 6 mm de espesor, Geliperm® Geistlich Pharma, que se coloca todos los días de tratamiento cubriendo las entradas en piel de los haces anteriores y tangenciales, tanto para zona mama como supraclavicular.

Resultados y discusión

Se lleva a cabo el tratamiento en un acelerador ARTISTE™ de Siemens Healthcare, colimador multiláminas 160 MLC. La comprobación de posicionamiento se realiza con imágenes portales ortogonales diarias, software RT Therapist 4.1. Durante el tratamiento desaparecen las lesiones cutáneas debidas a linfangitis carcinomatosa. La toxicidad más importante fue dérmica con dermatitis grado III, como cabía esperar y era deseable. Cinco semanas después de la finalización del tratamiento radioterápico, la paciente fue intervenida mediante mastectomía y linfadenectomía axilar, confirmándose respuesta completa anatomopatológica en la pieza quirúrgica tanto en mama como en piel y en áreas ganglionares.

Conclusiones

En el cáncer de mama, la planificación de tratamientos con técnica IMRT modalidad MLC estático se ha mostrado eficiente para conseguir una unión ideal de dosis en piel entre el límite inferior de los campos supraclaviculares y el límite superior de los campos tangenciales. La técnica de planificación requiere la creación de volúmenes auxiliares que permitan manejar las particularidades inherentes a los campos tangenciales de mama.

Bibliografía

- [1] Faiz M. Khan. Treatment Planning in Radiation Oncology. Lippincott Williams & Wilkins.
- [2] Kestin LL, Sharpe MB, Frazier RC et al. Intensity modulation to improve dose uniformity with tangential breast radiotherapy: initial clinical experience. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000; 48(5):1559-68.
- [3] Hong L, Hunt M, Chui C, et al. Intensity-modulated tangential beam irradiation of the intact breast. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;44:1155–1164. 2.
- [4] Thilmann C, Zabel A, Nill S, Rhein B, Hoess A, Haering P, et al. Intensity-modulated radiotherapy of the female breast. *Med Dosim.* 2002; 27(2):79-90.

EFFECTO DE PROMEDIADO DE MATRICES 2D DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN Y CORRECCIÓN EN LA VERIFICACIÓN DE PLANES DE IMRT

Pino León C, Iriondo Igerabide U, Lozano Flores FJ, Puértolas Hernández JR, y Larretxea Etxarri R

Hospital Donostia, Donostia-San Sebastián. España.
Correspondencia: carlos.pinoleon@osakidetza.net

Palabras clave: 2D Array, convolution, imrt, cámara de ionización

Introducción y objetivos

En la verificación dosimétrica de los planes de IMRT esta extendida, tanto por su sencillez como por su rapidez, la utilización de matrices 2D de detectores ya sean cámaras de ionización o detectores de estado sólido. Las primeras tienen mayor estabilidad y menor dependencia energética pero presentan un problema a la hora de medir gradientes de dosis, su efecto volumétrico. Para corregir este efecto es necesario medir la respuesta de la cámara de ionización mediante un campo estrecho milímetro a milímetro y luego utilizar la respuesta como núcleo de convolución. Existen dos formas de utilizar este núcleo para comparar dosis, convolucionar la dosis del sistema de planificación o deconvolucionar la medida de dosis del detector 2D. En este trabajo además de medir la respuesta de la cámara de nuestro detector (seven29 de PTW) se aplicará su corrección a diferentes casos de IMRT de ORL y Próstata y se valorará el efecto producido por convolucionar la dosis del TPS.

Material y métodos

En este trabajo mediremos la respuesta de las cámaras de ionización de un detector PTW seven29 de $5 \times 5 \times 5 \text{ mm}^3$. Para ello desplazaremos la cámara de 0,5 en 0,5 mm a través de un campo de 1 mm de tamaño de campo conformado con un acelerador ARTISTE con colimador 160 MLC. La matriz de detectores se situará en un maniquí de RW3 a 10 cm de profundidad y DFS 90 cm. Para obtener la respuesta de la cámara obtendremos el perfil de 1mm utilizando placa radiocrómica EBT2 y la división de las transformadas de Fourier de los perfiles medidos con placa y con cámara. Para la obtención del perfil con la radiocrómica se usará escáner EPSON 10000XL y para el procesado una macro de imagen que sigue las recomendaciones del fabricante de EBT2. El algoritmo empleado para las transformadas de Fourier es el habitual FFT. Tras obtener la respuesta de la cámara utilizaremos el núcleo para convolucionar la dosis calculada por el sistema de planificación Oncentra MP con algoritmo Collapse Cone y Pencil Beam para varios pacientes de ORL y próstata medidos en las mismas condiciones. Para realizar la convolución de la dosis se utilizará el software ImageJ y para la comparación el software de PTW Verisoft. Se realizará la comparación de la dosis en un plano coronal, campo por campo sin convolucionar y tras convolucionar para el filtro medido. Para el análisis se renormalizarán las dosis y se admitirán desplazamientos correctivos inferiores a 1 mm dado que lo que se quiere ver realmente es la mejora o no de la distribución relativa de dosis tras la convolución. Se han analizado 10 casos de próstata y 10 casos de ORL con convolución y sin convolución y la diferencia de puntos que cumplían índice gamma 0.5 mm, 0.5 % ; 1 mm, 1 % ; 2 mm, 2 % y 3 mm, 3 %. El área escogida para el análisis se ha ceñido al tamaño de campo y siempre se ha mantenido constante para la dosis convolucionada y sin convolucionar.

Resultados y discusión

El perfil de respuesta de la cámara se ha comparado con el obtenido por Poppe y obteniendo un gran parecido. La resolución es mayor en nuestro caso porque se ha utilizado el láser y una regla submilimétrica para el posicionamiento. Una vez obtenido el perfil se ha convertido a un filtro cuadrado por multiplicación de 512×512 pixels con una resolución de 1 pix/mm. Las mejoras obtenidas se expresan como la media de la diferencia del porcentaje de puntos que cumplen el índice gamma con convolución menos los que lo hacen sin convolución. Con este criterio se obtiene para los casos de Próstata y índice gamma con 0.5mm DTA y 0.5 % de dosis (en adelante gamma (0.5,0.5)) una mejora del 1.7 ± 3.3 % de los puntos, gamma (1, 1) mejora de 2.6 ± 3.5 %, gamma (2, 2) 0.3 ± 1.1 % y gamma (3, 3) 0.0 ± 0.2 %. En el caso de los ORLs se han obtenido unas mejoras en porcentaje de puntos de gamma (0.5, 0.5) $0.9 \pm 2\%$, gamma (1, 1) 3.0 ± 3.0 %, gamma (2, 2) 0.0 ± 1.0 %, gamma (3, 3) 0.3 ± 0.2 %. Las incertidumbres aquí expresadas son la desviación estándar de las muestras de porcentajes de puntos ($k = 1$).

Conclusiones

Las correcciones en los perfiles introducidas por la convolución con el filtro no son realmente significativas en las comprobaciones de IMRT con las técnicas y los límites de tolerancia establecidos en nuestro hospital. El criterio utilizado para los cortes coronales de dosis es que se cumpla el índice gamma (2, 2). La aplicación o no del filtro de convolución no ha mostrado mejoras significativas en la adaptación de las dosis calculadas por el TPS con las medidas por el Array de cámaras. La matriz de

cálculo utilizada en los tratamientos de IMRT es de 2.5 mm y el tamaño de la cámara es de 5 mm. Con estas dimensiones es fácil ver que el filtro de la cámara sólo tendrá en cuenta primeros vecinos en los que la variación de dosis no suele ser muy abrupta (en concreto la penumbra que tenemos para un campo de 3x3 y 6 MV en nuestro acelerador ARTISTE es de 4 mm). En estas condiciones se espera y se ve que las correcciones por la convolución queden dentro de las incertidumbres asumidas en el gamma (2, 2). Para índices gamma más estrictos gamma (1, 1) y gamma (0.5, 0.5) sí se percibe una mejora significativa si bien es mayor para el índice gamma (1, 1) que para el gamma (0.5, 0.5). Este resultado puede quedar enmascarado en la fuerte incertidumbre del método.

Bibliografía

- [1] Poppe, B et al. “Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification”, Med. Phys. 33 (4) (2006).
- [2] Wiezorek, T et al. “Dosimetric quality assurance for intensity modulated radiotherapy. Feasibility study for a filmless approach”, Strahlenther. Onkol. 181 468-474 (2005).
- [3] Spezi, E et al. “Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments”, Phys. Med. Biol. 50 3361-3373 (2005).
- [4] Low, DA et al. “Ionization chamber volume averaging effects in dynamic intensity modulated radiation therapy beams”. Med. Phys. 30 (7) (2003).
- [5] Syamkumar, SA et al. “Characterization of responses of 2d array seven²⁹ detector and its combined use with octavius phantom for the patient-specific quality assurance in rapidarc treatment delivery” Med. Dos. 37 53-60 (2012).
- [6] Díaz, R. “Corrección del efecto volumétrico en una matriz 2D de cámaras de ionización”, Rev Fis Med 12 (1) 33-38 (2011).

EVOLUCIÓN TEMPORAL DE LAS UNIDADES HOUNSFIELD Y SU IMPACTO DOSIMÉTRICO EN EL CÁLCULO DE DISTRIBUCIONES REALIZADAS SOBRE IMÁGENES DE MEGAVOLTAJE DE LA UNIDAD DE TOMOTERAPIA

Sánchez Rubio P, Castro Tejero P, y Rodríguez Romero R

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda. Madrid.

Correspondencia: patricia.sanchez@salud.madrid.org

Palabras clave: Tomoterapia, Imágenes de megavoltaje (MVCT), unidades Hounsfield, Terapia adaptable (ART), Radioterapia guiada por imagen (IGRT).

Introducción y objetivos

La Tomoterapia helicoidal dispone de un sistema de guiado por imagen, que obtiene imágenes 3D utilizando haces de megavoltaje (MVCT). En general, estas imágenes son empleadas para comprobar y corregir la posición del paciente previa a la sesión de tratamiento. Sin embargo, también pueden ser utilizadas para evaluar cambios anatómicos y sus implicaciones dosimétricas, recalculando la distribución de dosis en ellas y permitiendo valorar la necesidad de adaptar el plan de tratamiento (ART). Asimismo, son válidas como estudio de imagen de simulación para pacientes que presentan materiales de alta densidad, como prótesis o implantes metálicos, que provocan artefactos en la imagen TC de kilovoltaje. Puesto que estos estudios de MVCT son empleados para cálculo de dosis, la estabilidad y reproducibilidad de la curva de calibración unidades Hounsfield (UH) - densidad másica (ρ), es fundamental para conseguir precisión dosimétrica. El propósito de este trabajo es evaluar la estabilidad de dicha curva y cómo se ve afectada tras cambios de piezas, como el magnetrón, el target y/o el linac, que pueden modificar la energía del haz, y por tanto alterar las unidades Hounsfield (UH) de las imágenes de MVCT. Además se analiza el error dosimétrico que se cometería si tales variaciones no fuesen tenidas en cuenta en la curva de calibración.

Material y métodos

Durante tres años se adquirieron en la unidad *TomoTherapy Hi-Art II* (Accuray, Inc, Sunnvale, CA) imágenes de MVCT del maniquí TomoPhantom (RMI 467, Gammex RMI, Middleton, WI), que dispone de insertos cuyas densidades másicas cubren un rango de 0.270 a 1.824 g/cm³. De cada serie obtenida, se analizaron tres imágenes mediante una macro propia, implementada en *ImageJ*, que genera regiones de interés circulares de 78 mm², centradas en cada uno de los insertos. El valor medio de UH, promediado en tres imágenes consecutivas, de los insertos correspondientes a aire, pulmón LN450, agua sólida, hueso cortical CB2-50% CaCo₃, y hueso cortical SB3, fue determinado y registrado junto con la fecha de adquisición, indicándose las intervenciones realizadas en la unidad y tomando como valores de referencia, los obtenidos en las medidas previas al uso clínico de la misma. Basándose en las mayores variaciones de UH observadas, se generaron tres curvas de calibración reproduciendo desplazamientos o cambios de pendiente respecto a la curva de calibración obtenida a partir de los valores de referencia. En todas ellas, el aire se caracterizó por el punto (-1024,0), obligatorio para el sistema de planificación Tomotherapy versión 4.0.4. Puesto que las curvas de calibración a energías de megavoltaje son líneas rectas [1], debido a que el efecto Compton es la interacción predominante, la atenuación es proporcional a la densidad de tejido. Para cada una de ellas se calculó la pendiente y la ordenada en el origen, pudiéndose así correlacionar variaciones de UH con variaciones de densidad. El efecto de la variabilidad de la curva de calibración se estudió en dos casos clínicos: un tratamiento de próstata con cadenas ganglionares y un tratamiento hipofraccionado de pulmón. Las distribuciones de dosis fueron recalculadas utilizando el módulo *Planned Adaptive* del sistema de planificación Tomotherapy versión 4.0.4, aplicando cada una de las curvas generadas y tomando como referencia la curva obtenida más próxima a la fecha de adquisición de imágenes de MVCT del paciente. Se compararon tanto las matrices de dosis calculadas como los histogramas dosis - volumen (HDV). Para los PTV se analizaron los puntos D₉₈, D₅₀ y el D₂ y el índice de homogeneidad; y para los órganos de riesgo (OAR) los puntos D₅₀, D₅ y D₂. Las distribuciones diferencia de dosis fueron calculadas y analizadas mediante el software *OmniPro I'mRT* versión 1.7.0014 (IBA Dosimetry, Inc, Louvain-la-Neuve, Bélgica).

Resultados y discusión

El número MVCT del agua sólida varió desde un mínimo de -65 UH hasta un máximo de 95 UH, recuperándose el valor de referencia tras los cambios de target [1]. La evolución temporal del aire fue la más estable, mientras que el hueso CB2 - 50% CaCo₃ presentó la mayor fluctuación temporal (222 UH).

La tabla 1 compara los HDV para los dos casos clínicos en función de la curva empleada

Tabla 1. Comparación de los HDV para dos casos clínicos: próstata con irradiación pélvica y pulmón hipofraccionado. Las dosis corresponden a una sesión de tratamiento.

Curvas	A				B				C				D			
	D (Gy)	%	D (Gy)	%	D _{ref} (Gy)	%	D (Gy)	%	D _{ref} (Gy)	%	D (Gy)	%	D _{ref} (Gy)	%		
agua sólida (HU)	-75		-63		-30		50		-75		-63		-30		50	
Hueso Cortical (HU)	654		663		715		838		654		663		715		838	
Próstata																
PTV D _{98%}	1,91	-4,2%	1,97	-0,9%	1,99	0,0%	2,10	5,3%	17,56	-2,7%	18,03	0,0%	17,47	-3,1%	19,04	5,6%
PTV D _{2%}	2,07	-4,5%	2,14	-1,1%	2,16	0,0%	2,27	5,1%	18,86	-1,9%	19,24	0,0%	19,93	3,6%	19,93	3,6%
próstata D _{50%}	2,03	-4,3%	2,10	-1,0%	2,12	0,0%	2,23	5,2%	18,00	-2,4%	18,43	0,0%	18,35	-0,4%	19,35	5,0%
IH	0,08	-3,0%	0,08	-2,9%	0,08	0,0%	0,08	-2,4%	0,07	9,6%	0,07	0,0%	0,13	104,6%	0,05	-29,8%
PTV D _{98%}	1,50	-2,8%	1,54	0,0%	1,54	0,0%	1,61	4,5%	17,65	-2,4%	18,09	0,0%	18,17	0,4%	19,06	5,4%
PTV D _{2%}	2,06	-4,4%	2,13	-1,1%	2,15	0,0%	2,26	5,1%	18,03	-2,3%	18,46	0,0%	18,64	1,0%	19,43	5,3%
pelvis D _{50%}	1,59	-2,8%	1,64	0,2%	1,63	0,0%	1,73	6,2%	17,80	-2,4%	18,24	0,0%	18,30	0,4%	19,24	5,5%
IH	0,35	-5,8%	0,36	-4,1%	0,38	0,0%	0,38	0,4%	0,02	6,5%	0,02	0,0%	0,03	26,2%	0,02	-5,2%
Recto D ₅₀	1,44	-2,4%	1,48	0,4%	1,47	0,0%	1,56	5,9%	8,03	-2,5%	8,24	0,0%	8,47	2,8%	8,74	6,0%
D ₅	2,00	-4,1%	2,07	-0,8%	2,09	0,0%	2,20	5,6%	17,86	-2,5%	18,31	0,0%	18,16	-0,8%	19,38	5,8%
D ₂	2,03	-4,2%	2,10	-0,8%	2,12	0,0%	2,24	5,6%	18,05	-2,5%	18,52	0,0%	18,29	-1,2%	19,59	5,8%
Vejiga D ₅₀	1,32	-1,9%	1,36	1,0%	1,34	0,0%	1,42	6,0%	0,08	2,3%	0,07	0,0%	0,07	-2,5%	0,07	-6,7%
D ₅	2,05	-4,3%	2,12	-0,9%	2,14	0,0%	2,25	5,3%	1,65	-2,1%	1,68	0,0%	1,75	3,9%	1,76	4,5%
D ₂	2,06	-4,3%	2,13	-1,0%	2,15	0,0%	2,26	5,2%	1,87	-2,1%	1,91	0,0%	1,97	3,4%	1,99	4,6%
Cabeza femoral dcha D ₅₀	0,45	-2,6%	0,46	-0,6%	0,46	0,0%	0,48	3,2%	3,20	-1,6%	3,25	0,0%	3,26	0,3%	3,38	3,8%
D ₅	1,05	-2,7%	1,08	-0,1%	1,08	0,0%	1,13	5,2%	7,64	-2,1%	7,81	0,0%	7,84	0,4%	8,15	4,4%
D ₂	1,19	-3,0%	1,22	-0,2%	1,22	0,0%	1,29	5,5%	13,45	-1,9%	13,71	0,0%	13,64	-0,5%	14,16	3,3%
Cabeza femoral izqda D ₅₀	0,49	-2,8%	0,50	-0,8%	0,50	0,0%	0,52	3,2%	0,24	1,7%	0,24	0,0%	0,23	-3,2%	0,23	-5,5%
D ₅	1,09	-2,8%	1,12	-0,1%	1,12	0,0%	1,18	5,2%	3,48	-2,4%	3,57	0,0%	3,45	-3,2%	3,78	5,9%
D ₂	1,24	-3,0%	1,28	-0,2%	1,28	0,0%	1,35	5,5%	3,61	-2,4%	3,70	0,0%	3,58	-3,2%	3,92	5,8%
Pulmón																
PTV D _{98%}	17,56	-2,7%	18,03	0,0%	17,47	-3,1%	19,04	5,6%	17,56	-2,7%	18,03	0,0%	17,47	-3,1%	19,04	5,6%
D _{2%}	18,86	-1,9%	19,24	0,0%	19,93	3,6%	19,93	3,6%	18,86	-1,9%	19,24	0,0%	19,93	3,6%	19,93	3,6%
D _{50%}	18,00	-2,4%	18,43	0,0%	18,35	-0,4%	19,35	5,0%	18,00	-2,4%	18,43	0,0%	18,35	-0,4%	19,35	5,0%
IH	0,07	9,6%	0,07	0,0%	0,13	104,6%	0,05	-29,8%	0,07	9,6%	0,07	0,0%	0,13	104,6%	0,05	-29,8%
PTV D _{98%}	17,65	-2,4%	18,09	0,0%	18,17	0,4%	19,06	5,4%	17,65	-2,4%	18,09	0,0%	18,17	0,4%	19,06	5,4%
D _{2%}	18,03	-2,3%	18,46	0,0%	18,64	1,0%	19,43	5,3%	18,03	-2,3%	18,46	0,0%	18,64	1,0%	19,43	5,3%
D _{50%}	17,80	-2,4%	18,24	0,0%	18,30	0,4%	19,24	5,5%	17,80	-2,4%	18,24	0,0%	18,30	0,4%	19,24	5,5%
IH	0,02	6,5%	0,02	0,0%	0,03	26,2%	0,02	-5,2%	0,02	6,5%	0,02	0,0%	0,03	26,2%	0,02	-5,2%
Pared torácica D ₅₀	8,03	-2,5%	8,24	0,0%	8,47	2,8%	8,74	6,0%	8,03	-2,5%	8,24	0,0%	8,47	2,8%	8,74	6,0%
D ₅	17,86	-2,5%	18,31	0,0%	18,16	-0,8%	19,38	5,8%	17,86	-2,5%	18,31	0,0%	18,16	-0,8%	19,38	5,8%
D ₂	18,05	-2,5%	18,52	0,0%	18,29	-1,2%	19,59	5,8%	18,05	-2,5%	18,52	0,0%	18,29	-1,2%	19,59	5,8%
Médula D ₅₀	0,08	2,3%	0,07	0,0%	0,07	-2,5%	0,07	-6,7%	0,08	2,3%	0,07	0,0%	0,07	-2,5%	0,07	-6,7%
D ₅	1,65	-2,1%	1,68	0,0%	1,75	3,9%	1,76	4,5%	1,65	-2,1%	1,68	0,0%	1,75	3,9%	1,76	4,5%
D ₂	1,87	-2,1%	1,91	0,0%	1,97	3,4%	1,99	4,6%	1,87	-2,1%	1,91	0,0%	1,97	3,4%	1,99	4,6%
Pulmón derecho D ₂₀	3,20	-1,6%	3,25	0,0%	3,26	0,3%	3,38	3,8%	3,20	-1,6%	3,25	0,0%	3,26	0,3%	3,38	3,8%
D ₅	7,64	-2,1%	7,81	0,0%	7,84	0,4%	8,15	4,4%	7,64	-2,1%	7,81	0,0%	7,84	0,4%	8,15	4,4%
D ₂	13,45	-1,9%	13,71	0,0%	13,64	-0,5%	14,16	3,3%	13,45	-1,9%	13,71	0,0%	13,64	-0,5%	14,16	3,3%
Esófago D ₅₀	0,24	1,7%	0,24	0,0%	0,23	-3,2%	0,23	-5,5%	0,24	1,7%	0,24	0,0%	0,23	-3,2%	0,23	-5,5%
D ₅	3,48	-2,4%	3,57	0,0%	3,45	-3,2%	3,78	5,9%	3,48	-2,4%	3,57	0,0%	3,45	-3,2%	3,78	5,9%
D ₂	3,61	-2,4%	3,70	0,0%	3,58	-3,2%	3,92	5,8%	3,61	-2,4%	3,70	0,0%	3,58	-3,2%	3,92	5,8%

Para el caso de próstata, la curva A representó una disminución de -45 y -60 UH, para el agua sólida y hueso cortical, respectivamente, respecto de la curva C, tomada como referencia. Para la curva B, la variación fue de -33 y -51 UH. Estas variaciones se tradujeron en un aumento de ρ de 0.050 y 0.036 g/cm³ para agua sólida, y 0.066 y 0.057 g/cm³ para hueso cortical, para las curvas A y B respectivamente. Tal cambio de densidad significó una subestimación de la dosis en los volúmenes de interés entre un 1% – 4%. Por otro lado, la curva D supuso un aumento de UH para agua sólida y hueso cortical de 80 y 124 UH, respectivamente, lo que conllevó a una disminución de ρ de 0.082 y 0.126 g/cm³, y por consiguiente, un aumento de dosis de un 3% - 6%, tanto en los PTVs como en los OARs. De forma análoga sucedió para el caso de pulmón, salvo que la curva de referencia fue la B. La curva D, que caracterizó la mayor variación de UH para ambos casos, resultó tener mayor impacto dosimétrico para estructuras de alta densidad, como las cabezas femorales o la pared torácica, que para estructuras de baja densidad como el pulmón derecho. La aplicación de curvas diferentes a la de referencia, también evidenciaron cambios en la homogeneidad de las distribuciones.

Conclusiones

Aunque cambios de magnetrón y/o linac pueden afectar las características del haz, es la degradación del target la que provoca una disminución significativa de la energía del haz [2,3], y por tanto, explica la deriva de UH del agua sólida previo a los cambios del mismo. La escasa fluctuación de las UH del aire parece justificar la consideración de un valor fijo, tal como establece el sistema de planificación de tomoterapia. Por el contrario, las UH de hueso son las que más se desvían respecto al valor de referencia, por lo que, se debería realizar un especial seguimiento de las UH de materiales de altas densidades, ya que su deriva puede implicar un error dosimétrico en el cálculo sobre las imágenes de MVCT.

Variaciones de UH para agua y hueso ligeramente superiores a 30 y 50 UH, respectivamente, supusieron un error dosimétrico de un 1% para los casos de próstata y pulmón estudiados, mientras que para cambios de UH mayores, el error cometido fue del orden de un 6%. Estos resultados concuerdan con la tolerancia establecida en el TG-148 [4]. Siempre que las imágenes de MVCT se empleen con fines dosimétricos, ya sea para realizar ART o para evitar artefactos metálicos, se debe monitorizar los cambios de la curva de calibración respecto a la introducida en el sistema de planificación, especialmente, tras sustituciones de piezas que afecten a la energía del haz.

Bibliografía

- [1] Pukala J, Meeks SL, Bova FJ et al, The effect of temporal HU variations on the uncertainty of dose recalculations performed on MVCT images. Phys. Med. Biol 56 (2011) 7829-7841
- [2] Yadav P, Tolakanahalli R, Rong Y et Paliwal BR. The effect and stability of MVCT images on adaptive TomoTherapy. J App Clin Med Phys 2010, 11(4): 4 - 14.
- [3] Staton RJ, Langen KM, Kupelian PA, et Meeks SL. Dosimetric effects of rotational output variation and x-ray target degradation on helical tomotherapy plans. Med Phys 36(7), 2009: 2881 - 2888
- [4] Langen K. M, Papanikolaou N, Balog J. et al. QA for Helical Tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148. Med.Phys 2010, 37 (9): 4817 – 4853
- [5] Duchateau M, Tournel K, Verellen D, et al. The effect of tomotherapy imaging beam output instabilities on dose calculation. Phys. Med. Biol. 55 (2010) N329 – N336.

INFLUENCIA DOSIMÉTRICA DEL ÁCIDO HIALURÓNICO EN PACIENTES CON CÁNCER DE PRÓSTATA TRATADOS CON RT3D EXTERNA + HDR BRAQUITERAPIA

Sánchez J. Vázquez J.A., García Blanco A.S., Gómez F., Montejo A., Raba J.I., Pacheco M.T., Cardenal Carro J. y Mendiguren M.A.

H.U. Marqués de Valdecilla/Servicio de Oncología Radioterápica, Santander. España.
Correspondencia: sanmaz.j@gmail.com

Introducción y objetivos

En nuestro Servicio, a los pacientes con adenocarcinoma de próstata de riesgo intermedio y alto se les realiza un tratamiento combinando Radioterapia externa 3D conformada (RT3D) más braquiterapia de alta tasa (HDR) de forma concomitante. Durante el procedimiento de braquiterapia HDR a muchos de los pacientes se les introduce una cantidad de ácido hialurónico (Restylane) para crear un plano de separación de la fascia recto-prostática y así, disminuir la dosis en recto¹. El objetivo de este trabajo es evaluar la influencia en la dosimetría por la introducción del ácido hialurónico y valorar la necesidad de la realización de un segundo TAC y consecuente replanificación del tratamiento de RT3D.

Material y métodos

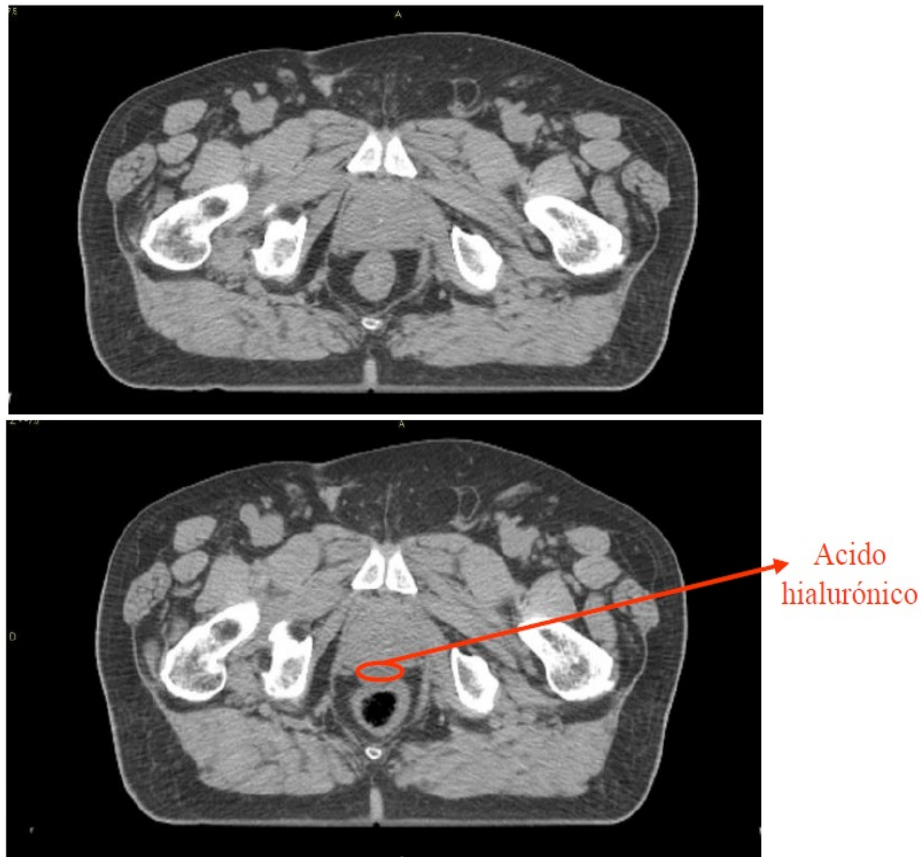
Se han incluido en el estudio 20 pacientes a los que se les ha suministrado entre 46 y 50 Gy de RT3D conformada. En la quinta fracción se les practicó un procedimiento de braquiterapia HDR (con dosis entre 11,5 y 15 Gy) con introducción de ácido hialurónico (entre 6 y 8 cc). La semana siguiente a la braquiterapia se les realizó un segundo TAC, que fue recontorneado y recalculado con los haces de la dosimetría inicial. En este segundo TAC se analizaron los cambios producidos en la cobertura del PTV, así como la dosis en recto y vejiga.

Resultados y discusión

En la tabla adjunta se presentan los resultados obtenidos. Se observa una disminución de la dosis media del PTV (46,5 vs. 46,0 Gy) y del V₉₅ (99,3 vs, 94,1) con p<0.05. Se observa una disminución de dosis (D_{2cc} y D_{10cc}) tanto en recto como en vejiga, sin embargo no se aprecia una significancia estadística. Debido a la inyección del ácido hialurónico podría ser esperable un desplazamiento en sentido postero-anterior de la próstata. Sin embargo, en los casos analizados no se ha reflejado una tendencia clara a dicho desplazamiento. La pérdida de cobertura manifestada puede deberse tanto al movimiento interfacción registrado en la literatura^{2,3}, como a la propia incertidumbre del recontorneo.

	Plan Inicial	Replanificación	Valor p
D_{media} PTV/ Gy	46,5	46,0	0,024
V₉₀ (PTV)/%	99,7	96,1	0,052
V₉₅ (PTV)/%	99,3	94,1	0,038
D_{2cc}(Vejiga)/Gy	46,7	46,3	0,511
D_{10cc}(Vejiga)/Gy	45,6	44,5	0,457
D_{2cc}(Recto)/Gy	46,4	45,9	0,474
D_{10cc}(Recto)/Gy	44,7	42,6	0,178

Tabla 1: Valores medios de la cobertura del PTV (dosis media, V90 y V95) y de la dosis (D2cc y D10cc) a los órganos de riesgo (recto y vejiga) en la planificación inicial y en la replanificación con el segundo TAC. Se presenta también el valor p de significación estadística.



Conclusiones

A la vista de los resultados obtenidos, se concluye que la dosimetría no varía significativamente por la introducción del ácido hialurónico y, por tanto, no sería necesaria una replanificación por esta causa. Estos 20 pacientes son parte de un estudio más extenso que se está llevando a cabo en nuestro Servicio y en el que pretendemos analizar también cómo influye el volumen de ácido hialurónico inyectado, seleccionando pacientes a los que se les han administrado diferentes cantidades.

Bibliografía

[1] Pedro J. Prada, J. Fernández, Alvaro A. Martínez, Ángeles de la Rúa, Jose M. González, Jose M. Fernández and German Juan. Transperineal injection of hyaluronic acid in anterior perirectal fat to decrease rectal toxicity from radiation delivered with intensity modulated brachytherapy or EBRT for prostate cancer patients. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* Vol 69, No. 1, pp 95-102, 2007.

[2]Kevin C. Bylund, John E. Bayouth, Mark C. Smith, A. Curtis Hass, Sudershan K. Bhatia, John M. Buatti. *Analysis of Interfraction Prostate Motion Using Megavoltage Cone Beam Computed Tomography*. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Volume 72, Issue 3, 1 November 2008, Pages 949-956.

[3]Cheng Peng, Ergun Ahunbay, Guangpei Chen, Savannah Anderson, Colleen Lawton, X. Allen Li. *Characterizing Interfraction Variations and Their Dosimetric Effects in Prostate Cancer Radiotherapy*. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Volume 79, Issue 3, 1 March 2011, Pages 909-914.

DISEÑO DE UNA APLICACIÓN DE REGISTRO DE AVERÍAS EN LOS EQUIPOS DE TRATAMIENTOS RADIOTERÁPICO

Martínez Ortega J, Rodríguez Cobo C, Pinto Monedero M, Rodríguez Romero R, Castro Tejero P, Sánchez Rubio P y Quintana Paz A

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda. Majadahonda. Madrid.

Correspondencia: jaime.martinez@salud.madrid.org

Palabras clave: Averías, Tratamiento radioterápico, Aceleradores lineales de electrones.

Introducción y objetivos

El RD 1566/1998 asigna al especialista en radiofísica hospitalaria un papel central en la gestión de las averías de los equipos de tratamiento radioterápico, siendo el profesional que autoriza cualquier intervención por parte del servicio técnico en dichos equipos. El especialista en radiofísica hospitalaria es, por tanto, el profesional que dispone de toda la información concerniente a las averías de los equipos. Se ha desarrollado una aplicación que tiene por objeto disponer de una base de datos centralizada de las intervenciones del servicio técnico, pudiendo detectar deficiencias en los tiempos de respuesta, porcentajes de operatividad o fallos persistentes en las unidades.

Material y métodos

La aplicación ha sido diseñada en un entorno de base de datos MS-Access 2003 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA). En primer lugar, se registra la persona responsable, fecha y hora del aviso al servicio técnico. Los tiempos se calculan en horas reales de parada, es decir, incluyendo aquellas horas no cubiertas por el contrato de mantenimiento. Es necesario especificar si la avería conlleva una parada en los tratamientos o no, ya que este parámetro posibilitará el cálculo del porcentaje de operatividad. Se clasifica la avería según unos criterios generales: acelerador, elementos informáticos (*hardware*), sistemas de imagen, láseres, instalaciones del hospital (ajenas al servicio técnico), averías mecánicas, MLC o correspondientes al *software*. Del mismo modo, se registra fecha y hora de inicio de resolución de la avería por parte del servicio técnico, así como fecha y hora de fin de la misma. Además, es necesario indicar la fecha y hora de cierre de la avería, es decir, el momento en que el Servicio de Radiofísica ha realizado los controles de calidad oportunos y considera la avería resuelta, registrando también la persona responsable. Por tanto, queda separado el tiempo dedicado a la resolución de la avería del tiempo dedicado a la comprobación de la unidad por parte del Servicio de Radiofísica. Quedan excluidas de este registro las acciones correspondientes al programa de mantenimiento preventivo, ya que no son contabilizadas por el servicio técnico como tiempo en que la unidad no está operativa.

Resultados y discusión

Se muestran los datos con la operatividad estimada, excluyendo las averías debidas a las instalaciones del hospital, frente a la operatividad calculada por el servicio técnico en aquellos equipos en que dichos datos han sido facilitados.

Equipo	Año 2011		Año 2012	
	Operatividad estimada	Operatividad según Servicio Técnico	Operatividad estimada	Operatividad según Servicio Técnico
1	99,2 %	99,2 %	99,1 %	99,99 %
2	99,8 %	99,6 %	99,2 %	99,2 %
3	98,2 %	97,8 %	98,0 %	98,0 %

Conclusiones

La aplicación desarrollada permite contrastar los datos de operatividad que anualmente facilita el servicio técnico y comprobar que cumplen el contrato de mantenimiento. La estimación en la que se incluyen las horas no laborables no produce desviaciones importantes con los datos calculados por el responsable del servicio técnico.

Bibliografía

[1] Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. BOE Núm. 206 de 28 agosto de 1998.

VERIFICACIÓN INDEPENDIENTE DE LAS UNIDADES DE MONITOR PARA TRATAMIENTOS DE RAPIDARC CON EL PROGRAMA DIAMON. CONSIDERACIONES PRÁCTICAS

Lliso Valverde F¹, Carmona Meseguer V¹, Gimeno Olmos J¹, García Martínez T¹, Pujades Claumarchiran MC², Palomo Llinares R¹, Ballester Pallarés F³ y Pérez-Calatayud J^{1,4}

¹Unidad de Radiofísica. Hospital U.P. La Fe, Valencia.

²Centro Nacional de Dosimetría. Valencia.

³Dpt. Física Atòmica, Molecular i Nuclear. Facultat de Física. Universitat de València. Burjassot. Valencia.

⁴Servicio de Radioterapia. Hospital Cínica Benidorm. Benidorm. Alicante.

Correspondencia: lliso_fra@gva.es

Palabras clave: Verificación, IMRT, VMAT, Sistema planificación

Introducción y objetivos

En la actualidad las recomendaciones establecen que se realice una verificación independiente de las unidades de monitor (UM) calculadas por el sistema de planificación (SP). Para las técnicas actuales complejas no es posible realizar esta verificación manualmente, Diamond (PTW Freiburg) es un programa de cálculo independiente que permite verificar el cálculo de UM y dosis en puntos para tratamientos de radioterapia conformada así como IMRT y VMAT. Existen publicaciones en las que se presenta la validación del programa, el propósito de este trabajo es describir los aspectos prácticos y resultados en nuestra experiencia con el uso de Diamond para tratamientos con RapidArc (RA).

Material y métodos

Nuestro servicio cuenta desde hace un año con 3 aceleradores Varian (con RA) y 6 estaciones de cálculo Eclipse (v 10.0). Como parte de nuestro programa de control de calidad todos los cálculos de dosis se verifican de forma independiente, en concreto para el caso de IMRT y VMAT, previo al tratamiento se verifica cada planificación al menos mediante Diamond, Portal Dosimetry (Varian) y Octavius4D (PTW). Para el cálculo de dosis en punto/UM se exportan los ficheros de dosis, plan y estructuras (DicomRT) desde Eclipse y son importados por Diamond en el cual se realiza un cálculo paralelo y se comparan los resultados frente al SP. Las coordenadas del isocentro y la dosis absorbida se leen de forma automática pero si este no es un punto representativo para todos los arcos utilizados, se deben generar puntos representativos en Eclipse e introducirlos de forma manual en Diamond. Se han analizado los resultados obtenidos en las comparaciones durante este periodo así como las cuestiones de tipo práctico surgidas.

Resultados y discusión

Desde febrero de 2012 se han calculado más de 750 planes, siendo aproximadamente el 45% tratamientos con RA. Se utilizan habitualmente varios arcos (entre 1 y 4), 2 para la mayoría de los planes (65%). La desviación media obtenida entre Diamond y el SP ha sido del 0.29% siendo el valor máximo encontrado un 8% para un punto. La verificación se realiza en unos 15 minutos incluyendo el tiempo necesario para introducir los puntos de cálculo que no son leídos automáticamente en Diamond. Los principales obstáculos con que nos hemos encontrado han sido: a) la introducción de puntos de interés ha de ser manual b) Diamond importa el fichero de estructuras para calcular las profundidades correspondientes a cada punto de control del arco, pero cuando están incluidos sistemas de fijación en el contorno externo toda la trayectoria se toma como tejido del paciente; c) aunque en cálculos de radioterapia conformada es posible introducir contornos correspondientes a heterogeneidades en el punto de vista del haz, esta opción no existe para incluir en la sección principal de planes de IMRT y VMAT, en los cuales las zonas de tejido de baja o alta densidad cobran relevancia como por ejemplo tratamientos de pulmón; d) no existe posibilidad de tener en cuenta los giros de mesa.

Conclusiones

El programa Diamond es una herramienta de gran utilidad que permite disponer de una verificación secundaria de los cálculos del SP en tratamientos complejos. Desde nuestra experiencia algunos cambios menores en el programa como una mayor agilidad en la introducción de los puntos de cálculo o la posibilidad de modificar la sección principal (eliminando estructuras de soporte, añadiendo heterogeneidades,...) serían de gran utilidad para los usuarios.

DESARROLLO DE UN MÉTODO PARA LA ESTIMACIÓN DE LA VIDA ÚTIL DEL TARGET EN UNA UNIDAD DE TOMOTERAPIA HELICOIDAL

Delgado Aparicio JM, García Repiso S, Martín Rincón C, Pérez Álvarez ME, Verde Velasco JM, Ramos Pacho JA, Sáez Beltrán M, Gómez González N, Cons Pérez N y de Sena Espinel E

Servicio de Radiofísica y P.R. Hospital Universitario de Salamanca. Salamanca.
Correspondencia: jmdelgado@saludcastillayleon.es

Palabras clave: Tomoterapia, desgaste del target, calidad del haz

Introducción y objetivos

Debido a las características singulares de la unidad de tomoterapia helicoidal *Tomotherapy Hi-Art*, el target está sometido durante la irradiación al bombardeo de electrones por periodos de tiempo mucho mayores que en un linac convencional. Como consecuencia, el grosor del target disminuye progresivamente, reflejándose este hecho en una variación del espectro de energía de los fotones emitidos. El objetivo de este trabajo es evaluar el efecto de esta degradación y desarrollar un método de estimación de la duración de la vida del target de forma independiente al utilizado internamente por el servicio técnico. Esto puede servir para planificar la fecha de intervención a la hora de sustituir dicho componente.

Material y métodos

Con el propósito de conocer la calidad del haz, semanalmente se realizan tres medidas consecutivas de la dosis absorbida en un maniquí rectangular de agua sólida, a 10 y 20 cm de profundidad y a una distancia foco-superficie de 85 cm para un campo estático de 5 x 40 cm², mediante dos cámaras de ionización Exradin A1SL (0.056 cm³), con el propósito de obtener un parámetro del tipo TPR_{20,10}. Para este mismo tamaño de campo se mide semanalmente el perfil de dosis transversal del haz mediante un array de diodos especialmente diseñado para la unidad de tomoterapia (TomoDose). Se recopilan y se analizan los resultados de ambas pruebas desde mayo de 2011 hasta noviembre de 2012, para cada uno de los cuatro targets que se han utilizado durante este periodo. Se estudia además la variación temporal de la dosis recogida por los diodos del TomoDose situados a 19 cm del centro a ambos lados del eje en dirección transversal.

Resultados y discusión

Al evaluar la variación del TPR_{20,10}, se obtiene una disminución del orden de un 1% a lo largo de la vida útil de cada target. Sin embargo, debido a la incertidumbre en los valores, es posible apreciar una tendencia, pero no encontrar un ajuste funcional preciso entre caída del TPR_{20,10} y el tiempo de vida restante. De los perfiles transversales obtenidos con TomoDose a lo largo de la vida útil de cada target, normalizados en el eje, se encuentra una caída paulatina en las zonas cercanas a los hombros del perfil de hasta un 3%. Para tres de los cuatro targets se ha estimado que una disminución de la dosis de un 1,5% en los diodos situados a 19 cm del centro a ambos lados del eje, con respecto de la medida inicial, indica que el tiempo de vida restante del target es de 33 horas de disparo como máximo, lo que equivaldría aproximadamente a unos 13 días laborables. La razón de que uno de los targets no se haya tenido en cuenta al realizar esta estimación, es que fue reemplazado prematuramente por indicación del servicio técnico de la unidad sin haber llegado a los niveles de degradación del resto.

Conclusiones

Tras el análisis de la degradación de los diversos targets utilizados en la unidad de tomoterapia helicoidal, se ha encontrado un modo cuantitativo de estimar el tiempo de vida útil restante a partir de los valores de dosis en los hombros de los perfiles transversales medidos con TomoDose. Esta variación permite una estimación más precisa que la que se puede extraer de medidas directas de la calidad del haz a través del parámetro TPR_{20,10}. Además, el método es independiente del utilizado por el servicio técnico para este mismo fin.

Bibliografía

- [1] Robert J. Staton et al. "Dosimetric effects of rotational output variation and x-ray target degradation on helical tomotherapy plans." *Med Phys.* 2009 Jul;36(7):2881-8
- [2] Sara Broggia et al. "Results of a two-year quality control program for a helical tomotherapy unit" *Radiother Oncol.* 2008 Feb;86(2):231-41

CONSIDERACIONES TÉCNICAS Y FUNCIONALES DEL ACELERADOR DE ELECTRONES PORTÁTIL, MOBETRON, PARA RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

García Cases F.J.*, Javier de Luis F.J., Herranz González M., Cañón Rodríguez R., Muñoz Miguelañez T., Aakki L., Azinovic Gamo I. y Brugarolas Masllorens A.

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Quirón Torrevieja. Torrevieja. Alicante.

²Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Quirón Torrevieja. Torrevieja, Alicante.

³Servicio de Oncología Médica. Plataforma de Oncología. Hospital Quirón Torrevieja. Torrevieja. Alicante

Correspondencia: fjavier.garcia@quiron.es

Palabras clave: Radioterapia, Intraoperatoria, acelerado, portátil, Mobetron

Introducción y objetivos

Los aceleradores móviles facilitan enormemente la realización de radioterapia intraoperatoria, pues evitan el siempre complicado traslado del paciente anestesiado en mitad de la intervención, desde el área quirúrgica al área de radioterapia para su irradiación en el acelerador lineal convencional. Sin embargo existen una serie de factores a tener en cuenta que complican su puesta en práctica. Los aceleradores móviles tienen unas características de uso especiales asociadas a un uso intermitente o incluso esporádico, completamente diferente al de los aceleradores convencionales de uso continuado. Además la zona de trabajo del equipo en el área quirúrgica tiene unas condiciones ambientales mucho menos controladas que en los búnqueres de radioterapia, con mayores fluctuaciones de temperatura y humedad. Por otra parte su accesibilidad y operatividad es limitada, sujeta a la no interferencia con la actividad quirúrgica cotidiana, que condiciona también la realización del control de calidad previo a su uso clínico. En definitiva, queremos con este trabajo dar a conocer las peculiaridades que se deben tener en cuenta para el uso clínico de este tipo de aceleradores, respecto a su estabilidad operativa y describir los inconvenientes que surgen en la logística de trabajo, tanto desde el punto de vista de la dosimetría física como de la protección radiológica.

Material y métodos

Se dispone en nuestro hospital de un acelerador portátil MOBETRON para la realización de radioterapia intraoperatoria con energías de 4, 6, 9 y 12 MeV, con conos aplicadores de diferentes diámetros y angulaciones de bisel [1]. Este acelerador móvil está autoprotegido en la dirección de máxima irradiación en el eje del haz mediante un blindaje adicional solidario con el brazo. A pesar de que el diseño especial del equipo disminuye la radiación dispersa, es necesario controlar el acceso a las áreas colindantes al quirófano cuando se produce la irradiación, para minimizar las dosis del personal del área quirúrgica. Para poder realizar el control de calidad y las pruebas de verificación de dosis y energía previas a los tratamientos el equipo dispone de un conjunto de maniquí que simula condiciones clínicas en el que se insertan diferentes adaptadores para cada profundidad y energía, en los que se acopla una cámara de volumen de 0.6 cc con un capuchón especialmente mecanizado, que permite dicho acople. Se recogen y analizan los datos obtenidos en estos controles previos que garantizan la estabilidad de los parámetros dosimétricos de los haces de radiación utilizados en los tratamientos.

Resultados y discusión

Se presentan los resultados alcanzados en los controles de calidad previos a los tratamientos respecto a la estabilidad de dosis y energía para todas sus energías 4, 6, 9 y 12 MeV. En condiciones operativas normales, la variación de la dosis de referencia no supera el 3% y respecto a la energía la desviación máxima no supera ± 2 mm en la curva de rendimiento en la posición de medida en torno al 60%, de acuerdo a bibliografía [2]. Se analizan los problemas logísticos de funcionamiento asociados a la necesidad del control dosimétrico del equipo previamente a su uso clínico. Se detallan los condicionantes de funcionamiento asociados a la estabilidad operativa del equipo y que hacen indispensable un calentamiento previo y unas condiciones de calibración y ajuste por parte del servicio técnico reproducibles en la fase de tratamiento. También se analizan las fluctuaciones dosimétricas asociadas a las variaciones de temperatura, debidas al sistema dosimétrico del equipo de cámaras abiertas. Se explican los condicionantes de protección radiológica para su uso en el área quirúrgica, y que afectan directamente al normal desarrollo de los procesos de mantenimiento, dosimetría, verificaciones, etc., y se analizan los problemas asociados a la movilidad del equipo.

Conclusiones

Es posible realizar la radioterapia intraoperatoria en quirófano con este equipo, de una forma eficaz y segura sin necesidad de trasladar al paciente, sin embargo la realización de la técnica requiere de un control estricto de todas las condiciones de operación del equipo, de modo que:

- Es necesario un prolongado periodo de calentamiento previo, para evitar inestabilidades e interrupciones durante el tratamiento. Además la calibración del equipo debe de estar realizada en esas mismas condiciones para obtener una mayor estabilidad de funcionamiento.
- La propia inestabilidad en su funcionamiento, hace conveniente además de necesario, realizar un chequeo dosimétrico previo al tratamiento.
- Es importante el establecer una logística sistematizada para no interferir con el funcionamiento normal del área quirúrgica.
- Sin embargo, en las condiciones de calibración/funcionamiento, el equipo goza de una buena estabilidad dosimétrica en el tiempo, coincidente con la literatura [3], que permite minimizar la realización de dosimetrías más prolongadas que obligarían a un traslado del equipo fuera del área quirúrgica, con los inconvenientes ligados a su movilidad reducida.

Bibliografía

- [1] MOBETRON 1000 Operators Manual. Intraop Medical Inc. Rev. B 11/2000
- [2] Beddar AS, Biggs PJ, Chang S, Ezzell GA, Faddegon BA, Hensley FW, Mills MD. Intraoperative radiation therapy using mobile electron linear accelerators: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 72. Med Phys. 2006 May;33(5):1476-1489.
- [3] Beddar AS. Stability of a mobile electron linear accelerator system. Med.Phys. 2005 Oct.32(10): 3128-3131.

DESARROLLO DE UNA HERRAMIENTA INFORMÁTICA PARA LA COMPENSACIÓN DE INTERRUPTIONES DE TRATAMIENTO Y COMPARACIONES RADIOBIOLÓGICAS EN RADIOTERAPIA EXTERNA

Ramos Pacho JA, De Sena Espinel E, Verde Velasco JM, García Repiso S, Pérez Álvarez ME, Delgado Aparicio JM, Martín Rincón C, Sáez Beltrán M, Gómez González N y Cons Pérez N

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario de Salamanca. Salamanca. España.
Correspondencia: jaramos@saludcastillayleon.es

Palabras clave: Radiobiología, Dosis Biológica Efectiva, interrupciones de tratamiento, TCP

Introducción y objetivos

Las interrupciones no programadas en el transcurso de tratamientos de radioterapia externa, y la pérdida de probabilidad de control tumoral (TCP) que conllevan, hacen necesario disponer de una herramienta que permita el ajuste de la compensación de la dosis absorbida requerida para mantener el efecto biológico sobre el tumor, controlando la posible repercusión en los órganos de riesgo. Con el objetivo de realizar este ajuste radiobiológico de forma rápida se ha desarrollado una aplicación informática que permite, además, la comparación de tratamientos con diferentes fraccionamientos desde el punto de vista radiobiológico.

Material y métodos

Se ha desarrollado una aplicación sobre Excel que permite, bajo los supuestos del modelo lineal cuadrático¹, realizar un ajuste radiobiológico ante una interrupción no programada del tratamiento, en función de distintos parámetros radiobiológicos de los tejidos, del esquema de fraccionamiento, y de las características de la interrupción. Para realizar el cálculo de compensación, en primer lugar se han de introducir los parámetros radiobiológicos del tejido, ya sea tumoral o sano, respecto al cual queremos hacer el ajuste radiobiológico. Básicamente la aplicación requiere el valor del parámetro alfa-beta, de la constante de reparación incompleta y de la constante de tiempo, pudiendo para ello introducir estos parámetros directamente, o por medio de otros relacionados con éstos como el número de fracciones por día, el número de horas transcurridas entre las fracciones, el tiempo medio de recuperación del tejido o el tiempo medio de repoblación tumoral. A continuación se precisan datos del calendario de tratamiento, como el día de comienzo, el número de fracciones o la dosis absorbida nominal por fracción. Por último es necesario indicar cuándo se produce la interrupción y su duración, obteniéndose como resultado la dosis absorbida nominal por fracción necesaria desde la reanudación, tanto si se pretende mantener la fecha original de finalización del tratamiento como si se desea variar. Por otro lado, esta herramienta permite importar histogramas de los planificadores Eclipse (v. 10.0), Tomotherapy (v. 4.2.1) y XiO (v. 4.62.06), con el fin de comparar planes de tratamiento con distintos fraccionamientos desde el punto de vista radiobiológico. La comparación se hace normalizando la dosis absorbida en equivalente a 2 Gy por fracción, siendo para ello necesaria la inserción de los parámetros radiobiológicos correspondientes y del número de fracciones.

Resultados y discusión

Una vez realizado el cálculo de la compensación, se muestra el efecto sobre cualquier otro tejido que se desee evaluar, introduciendo los parámetros radiobiológicos del mismo, y se puede realizar la impresión de un informe con el resumen de la compensación. Como información adicional, calcula una estimación de TCP, así como su variación con la interrupción. Como ejemplo, supongamos un tratamiento de cabeza y cuello de 35 fracciones a 2 Gy por fracción comenzando en lunes, en el que se produce una parada no programada tras la décima fracción, obligando a suspender 3 sesiones (suponemos valores típicos en la bibliografía de $\alpha/\beta=10$ Gy, $\alpha=0,3$ Gy⁻¹, $K=0,9$ Gy _{α/β} /día y $T_0=28$ días, siendo K la constante de tiempo y T_0 el umbral de comienzo de la repoblación acelerada del tumor). En caso de no realizar ninguna compensación, la dosis biológica efectiva desciende cerca de un 7%, y la probabilidad de control tumoral casi un 30%, suponiendo la existencia de 10^8 clonógenos tumorales previamente al tratamiento. En caso de realizar la compensación, ni la dosis biológica efectiva al tumor ni la probabilidad de control tumoral sufrirían descenso alguno, pero se debe vigilar el efecto que provocaría en los órganos de riesgo. Si suponemos como órgano crítico la médula espinal ($\alpha/\beta=3$ Gy) y asumimos que recibe 35 Gy en el tratamiento planificado, se produce un aumento de un 6% en dosis biológica efectiva en caso de mantener el número de fracciones, o del 0,7% si se mantiene el tiempo total de tratamiento. Otro ejemplo de interés usando los mismos parámetros, es plantear la diferencia entre iniciar tratamiento en lunes o en viernes, obteniendo que se produce un descenso del 8,6% en la probabilidad de control tumoral al iniciar en viernes.

Conclusiones

Con la herramienta de software desarrollada se pretende fomentar la compensación de las interrupciones de tratamiento de forma rápida e intuitiva, evitando al menos parcialmente las consecuencias que de éstas se derivan. Adicionalmente, se ofrece la posibilidad de comparar radiobiológicamente planes de tratamiento con distinto fraccionamiento, tratando de facilitar la elección entre ellos.

Bibliografía

- [1] R. G. Dale, The application of the linear-quadratic dose-effect equation to fractionated and protracted radiotherapy. Br. J. Radiol. 58, 515-528 (1985)
- [2] R. G. Dale, Practical methods for compensating for missed treatment days in radiotherapy, with particular reference to head and neck schedules
- [3] R. M. Wyatt, B. J. Jones, R. G. Dale, Radiotherapy treatment delays and their influence on tumour control achieved by various fractionation schedules
- [4] The Royal College of Radiologists, The time delivery of radical radiotherapy: standards and guidelines for the management of unscheduled treatment interruptions
- [5] Grupo de trabajo sobre radiobiología clínica de la SEFM, Radiobiología Clínica

ANÁLISIS DOSIMÉTRICO DE TRES ACELERADORES GEMELOS

Hernández Rodríguez J, Rodríguez López B, Mateos Salvador P, Ariño Gil A y Font Gelabert JC

Hospital Universitari Son Espases. Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Palma de Mallorca. Illes Balears.
Correspondencia: jorge.hernandez@ssib.es

Palabras clave: Acelerador, gemelo, fotones, electrones

Introducción y objetivos

El Servicio de Radioterapia de nuestro hospital dispone de tres aceleradores lineales Varian Clinac DHX 2100. El fabricante ajustó los haces de radiación durante la implantación de los equipos de forma que cumplieran sus especificaciones para “máquinas gemelas”. El objetivo de este trabajo es comprobar que los parámetros dosimétricos medidos en los controles de calidad periódicos de los aceleradores, cumplen las especificaciones del fabricante propias de los aceleradores gemelos.

Material y métodos

A partir de medidas realizadas en los controles mensuales de los 3 aceleradores desde el mes de mayo de 2012 hasta diciembre del mismo año, se toman medias de los datos característicos que definen los “Percentage Depth Dose” (PDD) y los perfiles de fotones y electrones. Estas medias son comparadas con la media de los datos obtenidos en la aceptación de los 3 aceleradores.

Las tolerancias de esa comparación se basan en el “BASIC Beam Matching” propuesto por Varian:

-Para un campo 10 cm x 10 cm de fotones y una distancia fuente-superficie (DFS)=100 cm la dosis máxima no debe variar su posición más de 1,5 mm. La dosis relativa a una profundidad de 10 y 20 cm no debe variar más de un 1%.

-Para un campo 20x20 de fotones y una DFS=100 cm la dosis máxima de los perfiles inline y crossline no debe variar más de un 1%. Para una profundidad de 10 cm, el flatness, tomando un 80% del ancho de campo no debe variar más de un 2%.

-Usando un aplicador de 15x15 para un campo de electrones y una DFP=100 cm las posiciones de las dosis relativas del 90%, 80% y 50% (R90,R80 Y R50) no deben variar más de 1 mm.

La medida de datos experimentales se ha realizado con el siguiente equipamiento: cuba de agua *Blue Phantom 2 (IBA Dosimetry)* con su electrómetro asociado emXX y cámaras de ionización cilíndricas tipo CC13 (*IBA Dosimetry*).

Resultados y discusión

Como se puede observar en la tabla 1, una vez comparados los datos experimentales con los introducidos en el planificador, se observa que todos se encuentran dentro de las tolerancias propuestas por Varian.

Referencia	Energía Rayos X	Energía Rayos X			Perfiles RX (inline)		Perfiles RX (crossline)	
		R ₁₀₀ (mm)	D ₁₀₀ (%)	D ₂₀₀ (%)	Flatness (%)	D _{max} (%)	Flatness (%)	D _{max} (%)
Referencia	X6MV	14,48	66,40	38,18	2,13	100,90	2,10	101,03
	X15MV	28,03	76,90	49,98	1,80	102,87	1,80	103,03
Acelerador 1	X6MV	14,08	66,44	38,18	2,26	100,96	2,12	101,08
	X15MV	27,50	76,68	49,73	1,45	102,88	1,60	103,15
Acelerador 2	X6MV	15,13	66,45	38,25	2,20	100,93	2,11	101,06
	X15MV	27,23	76,75	49,90	1,80	102,87	1,80	103,03
Acelerador 3	X6MV	14,48	66,40	38,18	2,20	100,93	2,11	101,06
	X15MV	28,03	76,90	49,98	1,63	102,87	1,70	103,09

Tabla 1. Comparación datos RX

Para los electrones se comparan los R90, R80 Y R50 para las energías disponibles: 4MeV, 6MeV, 9MeV, 12 MeV y 15 MeV. Los resultados obtenidos muestran desviaciones mínimas dentro de las tolerancias.

Conclusiones

En vista a los resultados obtenidos podemos concluir que los 3 aceleradores de los que disponemos son gemelos atendiendo al modelo de tolerancias Basic Beam matching propuesto por Varian.

Bibliografía

- [1] Mark G. Marshall. Matching the 6-MV photon beam characteristics of two dissimilar linear accelerators. Med Phys. 1993 Nov-Dec;20(6):1743-6.
[2] Specifications: Clinac Beam matching. Streamlined QA and treatment flexibility.

UNA TÉCNICA GEOMÉTRICAMENTE SIMPLE PARA LA IRRADIACIÓN CRANEOSPINAL

Planes Meseguer DJ, Dorado Rodríguez P y Esposito RD

ERESA-Hospital General Universitario de Elche. Servicio de Oncología Radioterapéutica. Unidad de Radiofísica Hospitalaria. Elche. Alicante. España.

Correspondencia: dplanes@eres.com

Palabras clave: creneo-espinal

Introducción y objetivos

La irradiación del eje cráneo-espinal completo es utilizada en el tratamiento de ciertos tumores del sistema nervioso central (meduloblastoma, ependimoma...). La principal dificultad de esta irradiación surge por la longitud de la región a irradiar, que exige, en un acelerador lineal, la utilización de varios isocentros, con el surgimiento del problema de la unión de campos. Una dificultad añadida es la utilización de campos directos, no oblicuos, y a distancias fuente-superficie (SSD) fuera de los límites habituales de tratamiento y, quizá, modelizado del acelerador. Además, la existencia de uniones de campo aconseja la realización de algún *gap* desplazable durante el tratamiento. En nuestro centro hemos desarrollado una técnica de irradiación que al menos elimina dos de estos problemas: la dificultad para conformar la dosis mediante haces oblicuos y la utilización de SSD dentro del rango habitual. Además, la disposición de campos de tratamiento se realiza de una forma geométrica, resultando una técnica de irradiación que puede ser protocolizada. El objetivo de este trabajo es la descripción de esta técnica de planificación.

Material y métodos

El paciente es simulado en posición prono, con la ayuda de una máscara termoplástica de cabeza y un colchón de vacío. Las imágenes de planificación se adquieren en TC LightSpeed RT 4 (GE) y la planificación se diseña en Pinnacle³ v8.0m (Philips). El tratamiento se realiza en un acelerador lineal Varian 2100C/D con mesa ExactCouch y multiláminas (MLC) de 120 láminas, mientras que las imágenes de verificación del posicionamiento se adquieren a través del sistema de imagen mediante rayos X On Board Imaging (Varian). La Tabla 1 muestra los principales parámetros del set-up característico para una irradiación de un paciente adulto. El plan de tratamiento incluye dos o tres isocentros, dependiendo de la altura del paciente, en las regiones lumbar, dorsal y cervical. Inicialmente se posiciona el isocentro lumbar (Fig.1.a), a una SSD de 100 cm aprox., y en el plano axial más craneal posible, determinado para que la mandíbula inferior cubra el PTV. Esta región es conformada a través de 3 haces, 1 AP y 2 oblicuos a $\pm 40^\circ$. Posteriormente se localiza el isocentro cervical. Este isocentro se sitúa en el plano axial más inferior en sentido sagital, determinado por el tamaño máximo de un hemicampo (20 cm). A continuación se localiza el isocentro dorsal, en un corte axial determinado a través de la mitad de distancia entre el límite del campo AP lumbar y el isocentro cervical. Esta zona dorsal se irradia principalmente mediante un campo AP, pero en el que tanto la mesa como el colimador se ha rotado 90° , con el doble objetivo de colimar el PTV a través del MLC y de seguir la divergencia de los haces lumbares y cerebrales. Finalmente la zona cerebral es irradiada por dos campo opuestos, al modo de un holocráneo, pero con el colimador de los campo rotado de forma que las sus mandíbulas sigan la divergencia del campo AP de la zona lumbar.

Tabla 1. Set-up característico para irradiación meduloblastoma paciente adulto

Isocentro	Haces	E (MeV)	Gantry (°)	Colim. (°)	Mesa (°)	SSD (cm)	CP	UM
<i>iso_cerebral</i>	2	6	90	110	0	95.3	2	97
		6	270	250	0	95.1	2	97
<i>iso_dorsal</i>	3	15	315	0	0	93.2	4	45
		6	343	90	90	94.1	3	123
		15	45	0	0	93.6	4	45
<i>iso_lumbar</i>	4	6	320	0	0	99.2	4	68
		6	40	0	0	99.2	4	68
		6	0	0	0	99.4	2	43
		15	0	0	0	99.4	3	43
Total:	9						28	639

A partir de esta disposición geométrica de los haces, se realiza una planificación directa mediante la técnica de *step-and-shoot*, y posteriormente es optimizada mediante el algoritmo DMPO de Pinnacle³, en un proceso de planificación propio de nuestro Servicio al que hemos denominado iDMPO [1].

Resultados y discusión

La Figura 1.b. muestra una distribución de dosis característica de un tratamiento con la técnica aquí descrita. En este caso concreto, el índice de cubrimiento resultó ser de 0.77, y el índice de conformación de 0.95. Respecto a la técnica habitual de tratamiento con haces AP, una de las ventajas del esquema propuesto es la reducción de la dosis en la zona abdominal como consecuencia de la conformación con haces oblicuos. Sin embargo, la dosis en la zona de la boca aumenta, correspondiente a la salida del haz dorsal principal (AP), si bien se mantiene dentro de los límites clínicos aceptables (véase Fig.1.c). Este inconveniente puede ser mejorado mediante el uso de otro sistema de inmovilización de cabeza que permita una mayor hiperextensión. La unión de campos sigue la divergencia de cada haz, excepto para los dos haces oblicuos dorsales, de menor peso, lo que hace recomendable un *gap* desplazable para las uniones.

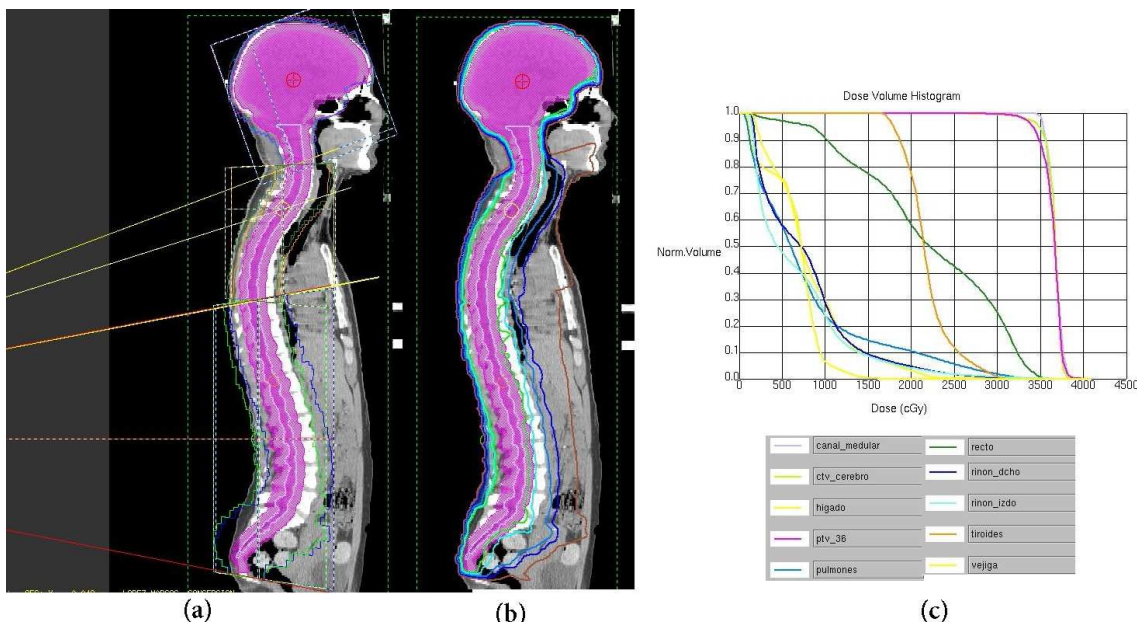


Fig.1. (a) Set-up de haces característico (b) Distribución de dosis en el plano sagital medio [rojo 110%, verde 95%, azul claro 90%, azul 70%, azul marino 50%, marrón 30%] (c) Histograma dosis-volumen para el paciente mostrado.

Si bien no nos es posible una comparación directa, al comparar nuestros resultados DVH con los de otras técnicas como la Tomoterapia [2], se encuentra que resultan dentro de los mismos valores.

Conclusiones

El modelo de irradiación craneoespinal propuesto sigue conservando las ventajas del tratamiento habitual (posibilidad de visualizar sobre la piel los campos, no influencia dosimétrica de la mesa de tratamiento, simplicidad de diseño y protocolarización), al mismo tiempo que supera algunos de sus desventajas (conformación mediante haces oblicuos con reducción de dosis en órganos de riesgo, utilización de SSD de valor habitual), mientras que conserva otros inconvenientes (*gap* desplazable, exigencia alta en la tolerancia de los parámetros geométricos del acelerador), por lo que es una alternativa relativamente sencilla para la realización y mejora a nivel físico de este tipo de tratamiento.

Bibliografía

- [1] Dorado P., Esposito D., Planes D., *Planificación directa o planificación inversa: in medio stat virtus*. Poster. III Congreso Conjunto SEFM-SEPR. 2013
- [2] Parker W., Brodeur M., Roberge D., Freeman C. *Standard and nonstandard craniospinal radiotherapy using helical tomotherapy*. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2009; 77:926-931.

PLANIFICACIÓN DIRECTA O PLANIFICACIÓN INVERSA: *IN MEDIO SATAT VIRTUS*

Dorado Rodríguez M.P., Esposito R.D. y Planes Meseguer D.

Servicio de Radioterapia. Hospital General Universitario de Elche-ERESA. Elche. Alicante.
Correspondencia: pdorado@eres.com

Palabras clave: Planificación directa, planificación inversa, DMPO, iDMPO, próstata

Introducción y objetivos

La aparición y desarrollo de sistemas de planificación (TPS) con algoritmos de planificación inversa introdujo indudables mejoras en el proceso de planificación de tratamientos complejos en radioterapia, si bien, redujo el nivel de control del usuario sobre los parámetros del proceso. Esto generó un debate, vigente en la actualidad, entre quienes se muestran partidarios de la planificación directa (o *forward*) y la planificación inversa. Este trabajo presenta una tercera alternativa: la planificación inversa inicializada, que combina la flexibilidad del método de planificación directa, y la capacidad de optimización del algoritmo de planificación inversa DMPO (*Direct Machine Parameter Optimization*) de Pinnacle3 de Philips. La planificación inversa inicializada, que abreviaremos iDMPO, parte del resultado de la planificación *forward*, obtenida a partir de una solución de clase, y la optimiza utilizando el algoritmo DMPO, utilizando objetivos o *constraints* más restrictivos. En este trabajo se muestra la comparación entre el uso de estas tres técnicas (*forward*, inversa DMPO, iDMPO) para el caso concreto del tratamiento de próstata.

Material y métodos

Las planificaciones se han realizado utilizando TPS Pinnacle³ de Philips, y en su caso, el algoritmo DMPO [1] para planificación inversa. Este algoritmo ya tiene en cuenta las limitaciones mecánicas del colimador multiláminas, lo que le permite prescindir del proceso de conversión. El DMPO utiliza sus primeras iteraciones en determinar el grupo de segmentos (o *control points*, CPs) físicamente posibles según las características del acelerador. El resto de iteraciones se utilizan para optimizar los pesos y posición de las láminas. Sin embargo, el algoritmo puede partir de segmentos ya definidos por el propio usuario. Es lo que denominamos una optimización *sin reseteo*. En este caso, todas las iteraciones se utilizan para optimizar los pesos y la posición de las láminas de los CPs ya existentes. Los tratamientos se han planificado en modalidad *Step and Shoot*, y de acuerdo siempre a las restricciones mecánicas correspondientes a un acelerador Varian Clinac 2100CD. Se han desarrollado *scripts* para la automatización de tareas (construcción de contornos virtuales, aplicación de solución de clase, ...).

Se han estudiado 5 casos de próstata, para los que se han desarrollado tres planes de la siguiente manera:

1) Planificación *forward*: se crea el plan de tratamiento aplicando una solución de clases ampliamente estudiada y experimentada [2]. Consta de 7 haces de distinta incidencia, y 19 *control points*. Este número de CPs podrá variar de acuerdo a las características de cada paciente, en un rango de 17 a 25.

2) Planificación iDMPO: una vez obtenido un resultado satisfactorio en el paso anterior, se lleva a cabo una optimización DMPO. Se ejecuta la optimización sin reseteo, de modo que el algoritmo optimizará los pesos y posiciones de las láminas de la solución *forward*, sin construir nuevos segmentos. Se utiliza el DVH obtenido en la planificación *forward* para definir *constraints* u objetivos más restrictivos.

3) Planificación inversa DMPO: Se lleva a cabo una optimización DMPO reseteando el resultado previo; esto es, el algoritmo creará todos los segmentos. Se mantiene el número de haces y se fija el número máximo de *control points* en 25. Se utilizan los mismos *constraints* del plan iDMPO.

Se ha establecido como condición necesaria para que una planificación se considere válida que el 95% del volumen de tratamiento reciba, al menos, el 95% de la dosis prescrita.

Resultados y discusión

Para establecer la comparación entre los diferentes planes, se determinan tanto parámetros descriptivos de los mismos (número de *control points*, unidades de monitor totales), como valores dosimétricos (índices de cubrimiento y conformidad [3], homogeneidad de la dosis al PTV, dosis media en recto, vejiga, y volumen externo). Todos los parámetros de comparación se normalizan respecto a la planificación *forward*, salvo los índices de cubrimiento y conformidad. Los valores promedios obtenidos para los 5 casos evaluados son los expuestos en la tabla 1.

CPs: control points; UMs: unidades monitor; I_{cub} : índice de cubrimiento; CI: Índice de conformidad; H_{PTV} : homogeneidad del PTV; D_m : dosis media.

	Beams	CPs	UMs	I_{cub}	CI	H_{PTV}	D_m recto	D_m vejiga	D_m ext
Forward	1,00	1,00	1,00	0,96	0,76	1,00	1,00	1,00	1,00
iDMPO	1,00	1,00	1,11	0,97	0,84	0,63	0,87	0,89	0,98
Inversa DMPO	1,00	1,26	1,46	0,97	0,76	0,65	0,88	0,87	0,98

Tabla 1. Valores como promedio de los 5 casos analizados

Estos resultados muestran cómo para un mismo valor del índice de cubrimiento, los valores dosimétricos mejoran de forma similar en los planes iDMPO y DMPO respecto al *forward*. Para alcanzar esta mejora, sin embargo, el plan DMPO incrementa en más del 25% el número de CPs empleados en promedio, y en más del 45% el número total de UMs. El plan iDMPO mantiene el número de CPs, aunque aumenta el número de UMs en torno al 10%. El índice de conformidad aumenta hasta 0,84 en el plan iDMPO.

Conclusiones

Se ha desarrollado una técnica de planificación que combina la flexibilidad del método de planificación directa, a través del uso de soluciones de clase, y la capacidad de optimización del algoritmo de planificación inversa DMPO de Pinnacle mediante el empleo de *constraints*: la planificación inversa inicializada, iDMPO. Con esta técnica se mejoran los resultados dosimétricos del tratamiento, obteniendo dosis menores en los órganos de riesgo y distribuciones de dosis más homogéneas en el PTV, comparables a los obtenidos con la técnica de planificación inversa. Sin embargo, mientras que con la técnica de planificación inversa es necesario aumentar considerablemente el número de CPs (25%) y UMs (45%) para alcanzar estos resultados, el método iDMPO sólo requiere un aumento de las UMs (en torno al 10%). El método iDMPO mejora el índice de conformidad respecto al resto de planes.

Bibliografía

- [1] Björn Hardermark, M.Sc., Anders Liander, M.Sc., Henrik Rehbinder, Pd.D., and Johan Löf, Ph.D. Direct machine parameter optimization with RayMachine® in Pinnacle3®. RaySearch White Paper. 2003.
- [2] Roselló i Ferrando, J. Planificación de tratamientos radioterápicos con intensidad modulada basados en la perspectiva de la anatomía que tiene el haz para su conformación y fluencia (tesis doctoral). Sevilla: Universidad de Sevilla; 2006.
- [3] van't Riet A., Mak A.C., Moerland M.A., et al. A conformation number to quantify the degree of conformity in brachytherapy and external beam irradiation: Application to the prostate. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1997; 37:731-736.

UN SISTEMA COHERENTE Y EFICAZ PARA LA GARANTÍA DE LA CALIDAD EN UN SERVICIO DE RADIOTERAPIA DESDE EL PUNTO DE VISTA DE LA UNIDAD DE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA

Esposito R.D., Planes Meseguer D. y Dorado Rodríguez M.P.

ERESA-Hospital General Universitario de Elche, Servicio de Radiofísica Hospitalaria, Elche. Alicante.
Correspondencia: rdanilo@eres.com

Palabras clave: Garantía, calidad, radioterapia, radiofísica

Introducción y objetivos

Los avances tecnológicos que se han ido introduciendo en los modernos Servicios de Radioterapia implican, por un lado, una indiscutible mejora de la precisión con la cual se suministran los tratamientos y, por otro lado, la necesidad de implementación de un extenso conjunto de controles que garanticen la calidad de los mismos en todas sus fases [1]. Debido al carácter interdisciplinar de estos Servicios es necesario implementar un sistema de calidad coherente, detallado y, al mismo tiempo, práctico. En este trabajo describimos la implementación de un sistema así en nuestro Servicio, centrándonos en los aspectos de radiofísica.

Material y métodos

En nuestro servicio disponemos de un escáner TC LightSpeed RT de GE, dos aceleradores lineales Clinac 2100 CD con PortalVision y OBI, el sistema de información oncológico ARIA, todos de Varian, y el sistema de planificación Pinnacle3 de Philips. Además hemos desarrollado e implementado un servidor Web [2], donde confluye y se almacena toda la información generada en las diferentes fases de tratamiento de los pacientes. En el servidor también se guardan todos los resultados de los controles de calidad realizados tanto sobre las diferentes fases de tratamiento de los pacientes, como sobre los equipos utilizados en el servicio. Las herramientas principales de nuestro sistema de garantía de la calidad son la base de datos de Aria, donde se almacenan, entre otras, las informaciones generadas durante los tratamientos, y el servidor Web que permite, a cualquier miembro del servicio y en cualquier momento, almacenar y visualizar la información generada en el servicio, permitiendo una visión global sobre las diferentes fases y procesos.

Resultados y discusión

En el servidor Web, para cada paciente, se almacenan:

- detalles del sistema de posicionamiento/inmovilización utilizados en fase de adquisición del TC;
- prescripción de dosis de tratamiento introducidas por los radioterapeutas en el la red Aria;
- datos geométricos y dosimétricos del plan de tratamiento incluyendo, entre otros, incidencia de los haces, coordenadas isocentros, imágenes de las distribuciones de dosis e histogramas dosis-volúmenes obtenidos del planificador;
- índices de conformidad calculados para los volúmenes de interés;
- resultados de la comparación del calculo de las UM del planificador con aquellas calculadas con un algoritmo alternativo;
- datos del tratamiento enviados al sistema Aria desde el planificador;
- resultados de los controles de aceptabilidad del plan de tratamiento antes que el mismo se autorice;
- registro de los desplazamientos aplicados a los pacientes para la corrección del posicionamiento;
- resultados de los controles dosimétricos personalizados realizados antes que se suministre el plan;
- resultados de las revisiones del plan y de su suministro tras seis sesiones de tratamiento;

Para cada paciente, entonces, se realizan:

- controles previos a la planificación de la idoneidad de la adquisición TC, posicionamiento y sistema de inmovilización;
- controles de conformidad del plan con los protocolos de planificación del servicio por parte de otro miembro del equipo que no haya calculado el mismo;
- aceptación del plan por parte del radioterapeuta;
- controles de correspondencia entre el plan calculado y exportado del Pinnacle y el plan importado en la red ARIA;
- controles dosimétricos para los planes IMRT complejos;
- controles previos a la autorización del tratamiento de todos los pasos y elementos anteriores;
- controles de todos los pasos anteriores y del los datos adquiridos tras 6 sesiones de tratamiento. Estos incluyen: verificación de posicionamiento de los puntos de origen y de los isocentros; revisión de las isodosis y de los histogramas; aplicación de los protocolos de corrección del posicionamiento; revisión de las verificaciones disimétricas realizadas; conformidad de todos los ficheros exportados al servidor.

En el mismo servidor Web se almacenan los protocolos para la realización de los controles de calidad sobre los equipos del servicio y los resultados de estos controles de calidad. Estos incluyen: controles diarios y anuales del escáner TC; diarios, mensuales y anuales de los aceleradores lineales; diarios y mensuales de los colimadores multiláminas; mensuales de los sistemas de adquisición de imágenes integrados en los Linacs; controles de la red Aria; controles anuales del planificador. Además, el servidor almacena todos los protocolos clínicos utilizados en el servicio y los documentos de interés común. La base de nuestro sistema para la garantía de la calidad se basa en la realización sistemática de controles cruzados de los datos que se generan en las diferentes fases por parte de diferentes miembros del equipo de trabajo. Estos se hacen posibles gracias a las herramientas desarrolladas y al entrenamiento del personal al utilizar estos datos para detectar eventuales anomalías. Este sistema nos ha permitido la detección de errores y/o disconformidades previas al inicio o durante las primeras semanas de tratamiento.

Conclusiones

Garantizar la calidad en un moderno Servicio de Radioterapia Oncológica requiere por un lado esquematizar y protocolizar las diferentes fases de las actividades que en el mismo se desarrollan y, por otro lado, poder acceder en cualquier momento a la información necesaria para poder verificar la correcta aplicación de los protocolos. Tratándose de una actividad que involucra diferentes profesionales, cada una responsable de fases específicas, es imprescindible poder monitorizar cada una de estas y disponer puntos de control que permitan detectar eventuales errores previamente o, al menos, en las primeras fases de suministro de los tratamientos. Es también fundamental entrenar y responsabilizar todos los miembros del equipo de trabajo a evaluar críticamente estos datos para detectar anomalías y/o errores. El sistema que hemos implementado, basado en la comparación cruzada de los datos generados en diferentes fases de los diferentes equipos del servicio, nos ha permitido, hasta el momento, detectar con suficiente antelación estos errores y así realizar las oportunas correcciones. Finalmente merece la pena destacar que, en la casi totalidad de los casos, los errores que se han detectados dependían de errores “humanos”.

Bibliografía

[1] Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. Med Phys. 1994 Apr;21(4):581-618.

[2] Planes DJ, Dorado P, Esposito RD. Desarrollo de un servidor web para el intercambio de información en un servicio de radioterapia. Resúmenes Congreso SEFM 2009;231-04:350.

VALIDACIÓN DE IMRT ESTÁTICA. RECOMENDACIONES TG-119 DE LA AAPMGómez Barrado A¹, Sánchez Jiménez E¹ y Sánchez-Reyes A²¹IOCLM. Unidad de Guadalajara del Grupo IMO. Guadalajara.²Unidad de Radioterapia y Radiocirugía Robotizada Cyberknife del Grupo IMO. Madrid.

Correspondencia: agomez@grupoimo.com

Palabras clave: Radioterapia, IMRT estática, comisionado**Introducción y objetivos**

La puesta en marcha de la radioterapia por intensidad modulada (IMRT) requiere una serie de verificaciones previas que permitan asegurar la calidad de los tratamientos. Existen varias recomendaciones nacionales e internacionales, y de ellas destacamos las conclusiones del “Task Group 119” de la American Association of Physicists in Medicine (AAPM)¹. En este trabajo se describen la realización y resultados de las pruebas propuestas en las recomendaciones del TG-119 de la AAPM¹, para validar un modelo mejorado de nuestro acelerador lineal (LINAC) en nuestro sistema planificador.

Material y métodos

Las recomendaciones de la AAPM proponen la realización de varias simulaciones de tratamiento: volúmenes blanco a diferentes dosis (multiblancos), próstata, cabeza y cuello, y además, un volumen en forma en C o banana rodeando un órgano de riesgo con forma cilíndrica. En nuestro centro la modalidad utilizada es la IMRT estática o “step and shoot”. Disponemos de un sistema planificador Philips Pinnacle³ versión 8.0m (Philips Electronics N. V., Eindhoven, Holanda), en el cual se han reproducido fielmente las simulaciones descritas. Se calcularon con un tamaño de rejilla de cálculo de 0.2 cm. Se verificaron en nuestra unidad de irradiación, un LINAC Elekta Precise (Elekta AB, Estocolmo, Suecia), dotado de una única energía de fotones de 6MV y un colimador multilamina MLCi (40 pares de láminas, ancho 1 cm en isocentro). Los tratamientos se irradiaron sobre un maniquí de agua sólida de Standard Imaging (Standard Imaging Inc., Middleton, EEUU). Se utilizó una cámara de ionización modelo AISL de Standard Imaging (Standard Imaging Inc., Middleton, EEUU), junto con un electrómetro Elektra (AB Mimator, Uppsala, Suecia) para la verificación de dosis absorbidas. El conjunto cámara-electrómetro se conectó como mínimo treinta minutos antes de la realización de cada test. Para hacer independientes las medidas ionométricas de la salida diaria del acelerador, se verificó la dosis absorbida en el maniquí de agua sólida mediante la irradiación de dos campos opuestos a 0° y 180°. Las distribuciones de dosis se analizaron mediante películas radiocrómicas modelo EBT2 (International Specialty Products Inc., Wayne, EEUU). La digitalización de éstas se efectuó mediante un escáner de sobremesa EPSON Perfection V750 Pro (Epson America Inc. Long Beach, EEUU), precalentándolo mediante la realización de tres adquisiciones previas. Las imágenes digitales se compararon sin manipulaciones con las distribuciones de dosis exportadas por el sistema planificador empleando el software Omni Pro I^mRT (IBA Dosimetry GmbH, Schwarzenbruck, Germany). Se comprobó la medida de dosis absorbida en cámara y las distribuciones de dosis con las predichas por el sistema planificador. Se analizaron los puntos que cumplían el criterio gamma 3%-3mm para isodosis mayores del 50%.

Resultados y discusión

En la tabla 1 se muestran los resultados obtenidos respecto a la dosis absorbida y la dosis predicha por el sistema planificador. Los resultados fuera de un intervalo $\pm 3\%$ en las medidas con cámara de ionización se han atribuido a puntos con alto gradiente de dosis. Repitiendo la medida en puntos de menor gradiente, se han encontrado resultados acordes con la dosis planificada. En las recomendaciones del TG-119 se asume que un tratamiento que cumpla el criterio gamma 3%-3mm en más del 88% de los puntos está considerado como aceptable. En el caso de la verificación con película radiocrómica, se observa que como mínimo el porcentaje de puntos que cumplen el criterio gamma 3%-3mm es del 88.8%. El software de análisis no es capaz de resolver adecuadamente los artefactos ocasionados por el escáner, por lo que se asume que con una adecuada corrección, los resultados podrían ser superiores.

Prueba	Descripción	Dteórica (cGy)	Dmedia (cGy)	Diferencia (%)	3%-3mm (%)
Bandas		117.9	117.3	-0.5	88.8
Próstata	Punto de medida 1	216.5	217.2	0.3	98.2 ¹
	Punto de medida 2	221.9	219.0	-1.3	
Multiblanco	Volumen isodosis 100%	201.9	198.3	-1.8	97.2
	Volumen isodosis 50%	98.2	97.4	-0.9	
	Volumen isodosis 25%	51.2	41.7	-12.7	
Cabeza y cuello	Punto de medida 1	198.0	185.7	-6.2	88.9
	Punto de medida 2	198.2	197.37	-0.42	
C-Shape		52.7	44.83	-14.9	90.6

Tabla 1.

¹Este resultado se obtuvo sin aplicar la corrección de artefactos del escáner, debido a que para esta película en particular presentaba un artefacto que alteraba los resultados.

Conclusiones

Las recomendaciones del TG-119 para la validación de la técnica de IMRT son un test adecuado y suficientemente exhaustivo para asegurar la calidad de la irradiación en nuestro centro. Los resultados obtenidos entran dentro de los valores considerados como aceptables. Se cumplen además las recomendaciones de la ESTRO de $\pm 3\%$ en la medida con cámara de ionización.

Bibliografía

- [1] G. A. Ezzell, J. W. Burmeister, N. Dogan, T. J. LoSasso, J. G. Mechalakos, D. Mihailidis, A. Molineu, J. R. Palta, C. R. Ramsey, B. J. Salter, J. Shi, P. Xia, N. J. Yue, and Y. Xiao. "IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119", *Med. Phys.* 36, 5359–5373 (2009)
- [2] M. Alber et al., "Guidelines for the Verification of IMRT" (ESTRO, Brussels, Belgium, 2008)

PUESTA EN MARCHA DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD DE IMAGEN EN UN SISTEMA DE IMAGEN PORTAL DE PANEL PLANO

Gómez Barrado A¹, Sánchez Jiménez E¹, Benítez JA² y Sánchez-Reyes A²

¹IOCLM, Unidad de Guadalajara del Grupo IMO, Guadalajara.

²Unidad de Radioterapia y Radiocirugía Robotizada Cyberknife del Grupo IMO. Madrid.

Correspondencia: agomez@grupoimo.com

Palabras clave: Imagen portal, radioterapia, panel plano, programa de garantía de calidad

Introducción y objetivos

La radioterapia guiada por la imagen (IGRT) es aquella en la que se emplean imágenes para localizar la zona de tratamiento. Los sistemas de irradiación modernos están equipados con distintas modalidades para la obtención de imágenes, tales como sistemas de panel plano, sistemas conebeam, tomoimagen, etc. En este trabajo se describe la puesta en marcha y la experiencia de un programa de garantía de calidad (PGC) basado en un sistema de imagen portal de panel plano.

Material y métodos

Para la elaboración de nuestro PGC se ha tomado como base el “Protocolo de Control de calidad de Aceleradores para uso médico” (PCCA), publicado por la SEFM, adaptándolo a nuestra unidad de irradiación y tipo de tratamientos impartidos a pacientes. Nuestra unidad de irradiación, un sistema Elekta Precise (Elekta AB, Estocolmo, Suecia), dotada de una única energía de fotones de 6MV, posee un panel plano de silicio amorfo iViewGT (EPID), cuya dimensión de la matriz es de 1024x1024 de elementos detectores, y su tamaño de píxel es de 0.4 mm según datos del fabricante. El tamaño del panel es de 41cmx 41cm, que proyectado en el isocentro corresponde a aproximadamente 26cm x 26cm (la distancia foco-panel es de 157 cm según el fabricante). El software de adquisición de imágenes empleado fue el iViewGT Electronic Portal Imaging v3.3 (Elekta AB, Estocolmo, Suecia). Nuestro PGC comprende las siguientes pruebas:

Pruebas de seguridad e integridad del EPID (diaria), Pruebas mecánicas: Posicionamiento en el plano de la imagen (mensual), Posicionamiento perpendicular en el plano de imagen (mensual).

Otras comprobaciones son: Pruebas de calidad de imagen: Contraste y resolución (mensual), Uniformidad y artefactos (mensual), Ruido (mensual), Relación contraste-ruido (semestral), Escalas geométricas (semestral) y finalmente, linealidad con la dosis (semestral). Para la realización de las pruebas mecánicas y geométricas (P1, P2) se utiliza papel milimetrado y/o una regla calibrada en milímetros. En cuanto a las pruebas de calidad de imagen (P3), las imágenes brutas obtenidas en el EPID se exportan y posteriormente se analizan mediante el software OmniPro I^mRT (IBA Dosimetry GmbH, Schwarzenbruck, Germany). Para la valoración cualitativa de la resolución de alto y bajo contraste se empleó el maniquí Las Vegas, proporcionado por Elekta (Elekta AB, Estocolmo, Suecia). Para la verificación de la linealidad de la dosis del panel (P4), en primer lugar se comprobó la linealidad del LINAC. Para ello se utilizó una cámara de ionización tipo Farmer modelo 30013 con un volumen activo de 0.6 cm³ PTW (PTW, Friburgo, Alemania), junto con un electrómetro Elektra (AB Mimator, Uppsala, Suecia). Las medidas se realizaron en un maniquí de agua sólida proporcionado por Standard Imaging (Standard Imaging Inc., Middleton, EEUU). El conjunto cámara-electrómetro se conectó como mínimo treinta minutos antes de la realización del test. En cuanto al procedimiento empleado para realizar cada una de ellas, se han seguido las propuestas descritas que figuran en el PCCA. En aquellas en las que se describen varios procedimientos posibles para su realización, se ha escogido aquel que nos parecía más adecuado.

Resultados y discusión

En cuanto a las pruebas geométricas y mecánicas (P2), todas las pruebas han entrado en las tolerancias descritas en el PCCA. Las pruebas de calidad de imagen (P3) han entrado en las tolerancias descritas en el PCCA. En las siguientes seis periodicidades el sistema ha entrado en las tolerancias definidas mediante la incertidumbre. Cabe destacar que en cuanto al maniquí Las Vegas, en nuestro sistema se han podido observar los discos de contraste 0.6%, 1.2%, y 3.7% para discos de diámetro 4, 2 y 0.5 mm respectivamente. Según el PCCA los discos que deben ser visibles son aquellos cuyo contraste es del 0.6%, 1.2%, 2.3% y 5.1% para diámetros de 7, 4, 2 y 0.5 mm respectivamente. La linealidad obtenida del LINAC se ajusta a una recta con un ajuste $R^2=1$. Se ha calculado la linealidad del sistema de imagen portal mediante la irradiación del mismo campo a distintas unidades monitor. Se ha representado frente a los valores de píxel, obteniendo un ajuste a una recta con coeficiente $R^2=1$, estando en tolerancia.

Conclusiones

1-Se ha elaborado un PGC para el sistema de adquisición de imágenes portal que se considera suficiente para las técnicas empleadas y el material del que disponemos en nuestro centro, sencillo de realizar y que consume poco tiempo; 2-Todas las pruebas mecánicas y relativas a la calidad de imagen y la linealidad con la dosis entran dentro de tolerancias; 3-Las pruebas propuestas por el PCCA son exhaustivas y adecuadas a nuestro sistema.

Bibliografía

- [1] C. Pinza, F. Liso, coordinadores. “Protocolo Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico”. Sociedad Española de Física Médica, 2009.
- [2] M. Alber et al., “Guidelines for the Verification of IMRT” (ESTRO, Brussels,Belgium, 2008)

EVALUACIÓN DE LOS HISTOGRAMAS DOSIS VOLUMEN EN BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA 3DGómez Barrado A¹, Tripero Oter J¹, Sánchez Jiménez E¹ y Sánchez-Reyes A²¹IOCLM, Unidad de Guadalajara del Grupo IMO, Guadalajara. España.²Unidad de Radioterapia y Radiocirugía Robotizada Cyberknife del Grupo IMO. Madrid.

Correspondencia: agomez@grupoimo.com

Palabras clave: Braquiterapia, alta tasa, histogramas dosis-volumen**Introducción y objetivos**

El empleo de sistemas de planificación de tratamientos (TPS) que utilizan algoritmos de reconstrucción 3D son cada vez más frecuente en tratamientos braquiterapia. La implantación de estos sistemas conlleva grandes cambios procedimentales cualitativos y cuantitativos en la forma de evaluar las dosimetrías clínicas respecto a los sistemas clásicos 2D. La antigua prescripción en puntos de la dosimetría 2D queda completamente desfasada al introducir los conceptos de volumen en los nuevos tratamientos 3D y por tanto, al igual que en la radioterapia externa, la prescripción de la dosis pasa por la evaluación de los histogramas dosis-volumen. En esta transición es de suma importancia relacionar la experiencia previa con los resultados que ofrece el uso de dichos histogramas. En este trabajo se describe la experiencia de nuestro centro en el empleo y prescripción de dosis utilizando los histogramas dosis-volumen en tratamientos de braquiterapia de alta tasa.

Material y métodos

En este estudio se valoran y analizan las dosimetrías clínicas que corresponden a tratamientos ginecológicos que emplean de cilindros vaginales de diámetros de 25, 30 y 35 mm. Nuestro centro dispone de un escáner propio Philips Tomoscan AV, con el que se realiza la adquisición de imágenes de planificación y para cada fracción del tratamiento. Dichas imágenes se adquieren con un espaciado y espesor de corte de 3 mm. El sistema planificador utilizado es Oncentra Masterplan v4.2. En dicho software se recuperan las imágenes, se delimita el aplicador, órganos de riesgo (OR) y volumen blanco clínico (CTV). El contorno de CTV se realiza expandiendo el volumen del aplicador 5 mm en las direcciones izquierda-derecha, antero-posterior y hacia cabeza del paciente (se excluye el extremo del aplicador próximo al conector del tubo de transferencia). Una vez efectuada la planificación directa, la dosimetría clínica se valida mediante el uso de los histogramas dosis-volumen. El sistema calcula la dosimetría con un tamaño de vóxel de 1mm. Para impartir el tratamiento al paciente, disponemos de una unidad microSelectron V3 de 18 canales, dotada con el conjunto de aplicadores y tubos de transferencia específicos para CT que proporciona Nucletron. En este estudio se ha comparado la evaluación de los volúmenes reconstruidos excluyendo el volumen ocupado por el aplicador y sin incluir, además de los órganos de riesgo. Además se han comparado los resultados obtenidos con puntos de prescripción tradicionales.

Resultados y discusión

Este trabajo se basa en la valoración de las dosimetrías de 16 pacientes, cuyas dosis por fracción varían de 500 cGy a 700 cGy. El número total de fracciones por paciente ha sido entre 3 y 5, con un número total de fracciones tratadas de 43. Para poder comparar tratamientos a distinto fraccionamiento, se ha expresado la dosis que recibe el 90% del CTV (D90) en porcentaje con respecto a la dosis de prescripción. El promedio del D90 ha sido 108.3% [98.2, 121.1] (SD= 5.8). El valor promedio del V100 del CTV es del 95.6% [88.56, 100] (SD=3.2). El valor promedio del V150 es del 57.7% [32.0,70.2] (SD=5.8). Excluyendo el volumen del aplicador, el promedio del D90 ha sido 102.3% [89.2, 117.2] (SD= 6.9). El valor promedio del V100 es de 91.12% [69.7, 100,1] (SD=7.3). El valor promedio del V150 es de 19.1% [1.0, 45.8] (SD=10.8). Se ha estudiado además la dosis en puntos de prescripción a 5 mm de la superficie del cilindro para cada fracción, y se han comparado con las dosis recibidas promedio del CTV. El promedio de dicha dosis, expresado en porcentaje de la dosis de prescripción, ha sido del 107.0% [97.3, 133.7](SD=6.9).

Conclusiones

El parámetro D90 del CTV y del CTV excluyendo el volumen del aplicador cumplen las recomendaciones internacionales (D90>90%), siempre y cuando han sido compatibles con las dosis recibidas por los órganos de riesgo. Al excluir el volumen del aplicador en el volumen del CTV a evaluar, las coberturas en porcentaje de CTV son menores. Sin embargo, nos parecen más adecuadas para evaluar el tratamiento ya que representan la zona a tratar real del paciente. De la misma forma, las zonas sobredosificadas por encima del 150% de la dosis prescrita que realmente se encuentran en el tejido del paciente se evalúan de una forma más correcta.

Bibliografía

- [1] Hellebust T P, Kirisits C, Berger D, Pérez-Calatayud J, De Brabandere M, De Leeuw A, Dumas I, Hudej R, Lowe G, Wills R, Tanderup K. “Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group: Considerations and pitfalls in commissioning and applicator reconstruction in 3D image-based treatment planning of cervix cancer brachytherapy”. *Radiother Oncol* 2010;96:153–160
- [2] Pötter R, Haie-Meder C, Van Limbergen E, Barillot I, De Brabandere, Johannes Dimopoulos, Dumas I, Erickson B, Langa S, Nulens A, Petrow P, Rownd J, Kirisits Christian. “Recommendations from gynaecological (GYN) GEC ESTRO working group (II): Concepts and terms in 3D image-based treatment planning in cervix cancer brachytherapy—3D dose volume parameters and aspects of 3D image-based anatomy, radiation physics, radiobiology” *Radiother Oncol* 2006;78:67–77

CONTROL DE CALIDAD DIARIO DEL COLIMADOR MULTILÁMINA PARA IMRT ESTÁTICA MEDIANTE PANEL PLANO (EPID)

Gómez Barrado A¹, Benítez Serrano JA², Sánchez Jiménez E¹ y Sánchez-Reyes A²

¹IOCLM, Unidad de Guadalajara del Grupo IMO, Guadalajara.

²Unidad de de Radioterapia Robotizada Cyberknife del Grupo IMO. Madrid.

Correspondencia: agomez@grupoimo.com

Palabras clave: Radioterapia, IMRT estática, control calidad multilámina

Introducción y objetivos

Cuando se emplean técnicas como la radioterapia por intensidad modulada (IMRT) se hace necesario establecer un adecuado programa de garantía de calidad (PGC). Según recomendaciones nacionales e internacionales, dicho PGC ha de incluir, además de verificación del tratamiento para cada paciente, un control de calidad del colimador multilámina (MLC) diario, fácil de realizar y analizar, para asegurar diariamente la calidad de los tratamientos impartidos. En este trabajo se propone realizar dicho control de calidad mediante la irradiación de una serie de campos en el sistema de imagen portal de panel plano y su posterior análisis.

Material y métodos

Disponemos de un LINAC Elekta Precise (Elekta AB, Estocolmo, Suecia), dotado de una única energía de fotones de 6MV, y un colimador multilámina MLCi (40 pares de láminas, ancho 1 cm en isocentro). El sistema de adquisición de imágenes es un panel plano de silicio amorfo iViewGT. Según el fabricante, la dimensión de la matriz es de 1024x1024 elementos detectores, cuyo tamaño es de 0.4 mm. El tamaño del panel es de 41cm x 41cm, que proyectado al isocentro son aproximadamente 26 cm x 26 cm (la distancia foco-panel es de 157 cm según el fabricante). Con estos datos, podemos calcular el tamaño aparente del píxel en isocentro, que es de 0.25 mm. En nuestro sistema planificador Philips Pinnacle³ versión 8.0m (Philips Electronics N. V., Eindhoven, Holanda), se ha elaborado un haz de irradiación compuesto por varios segmentos. Se irradia un patrón de líneas (“picket fence” o “garden fence”). El ancho de dicha línea es el menor permitido por el hardware, que corresponde a 0.6 cm. En cada segmento se desplaza dicha línea hacia un lado una distancia fija, de tal manera que podamos observar el posicionamiento de las láminas en toda el área de adquisición del panel. En total se ha construido un haz con siete segmentos, con 5 unidades monitor por segmento, consideradas suficientes para tener un buen compromiso ente señal y protección del sistema. Además se ha realizado esta prueba para angulaciones del brazo correspondientes a 0°, 90°, 180° y 270°, con colimador a 0° y a 90° para cada una de dichas orientaciones. El objetivo es evaluar las diferencias de posicionamiento del MLC debidas a la influencia de la gravedad. Una vez irradiado este patrón en el panel, se exportan las imágenes y se analizan mediante un software de creación propia, que automatiza el proceso de carga y estudio de las imágenes.

Resultados y discusión

Con nuestro software de creación propia se pueden detectar diferencias de 0.5 mm en el posicionamiento de las láminas mediante este patrón de líneas. Por otro lado, se ha investigado la exactitud del posicionamiento de las láminas en angulaciones del brazo correspondientes a 0°, 90°, 180° y 270°, con colimador a 0° y a 90° para cada una de dichas orientaciones. Las diferencias que se han encontrado para todas ellas han estado dentro de los 0.5 mm.

Conclusiones

Se propone un control de calidad del diario, que consume poco tiempo y es sencillo de realizar y analizar, con el que podemos estudiar la exactitud de la posición del MLC de las láminas a distintos ángulos. Nuestro software de creación propia permite detectar diferencias en el posicionamiento de hasta 0.5 mm, que es la tolerancia recomendada para realizar IMRT estática.

Bibliografía

- [1] C. Pinza, F. Lliso, coordinadores. “Protocolo Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico”. Sociedad Española de Física Médica, 2009.
- [2] M. Alber et al., “Guidelines for the Verification of IMRT” (ESTRO, Brussels, Belgium, 2008).
- [3] Baker SJ, Budgell GJ, MacKay RI. “Use of an amorphous silicon electronic portal imaging device for multileaf collimator quality control and calibration”, *Phys. Med. Biol.* 50 (2005) 1377–1392
- [4] Richart J, Pujades MC, Perez-Calatayud J, Granero D, Ballester F, Rodriguez S, Santos M. “QA of dynamic MLC based on EPID portal dosimetry”, *Phys Med.* 2012 Jul;28(3):262-8.

CONTROL DE CALIDAD DEL HAZ DE RADIACIÓN MEDIANTE UN SISTEMA DE IMAGEN DE PANEL PLANO (EPID)

Benítez Serrano JA1, Gómez Barrado A2 y Sánchez-Reyes A1

¹Unidad de Radioterapia y Radiocirugía Robotizada Cyberknife del Grupo IMO. Madrid.

²IOCLM, Unidad de Guadalajara del Grupo IMO. Guadalajara.

Correspondencia: jabenitez@grupoimo.com

Palabras clave: Radioterapia, panel plano, control de calidad, simetría y homogeneidad

Introducción y objetivos

Los aceleradores lineales (LINAC) modernos incorporan sistemas de imagen de panel plano (EPID), empleados para la obtención de imágenes portal. Dichos sistemas, debido a su versatilidad y fácil manejo, pueden usarse además para controles de calidad del acelerador. Los controles de calidad diarios del acelerador incluyen, entre otros, comprobaciones de la calibración diaria, simetría y homogeneidad del haz de radiación. Habitualmente se emplean sistemas de verificación diarios para este propósito, que emplean matrices de detectores de estado sólido o de cámaras de ionización. En este trabajo se propone realizar dicho control de calidad mediante la irradiación de una serie de campos en el sistema de imagen portal y su posterior análisis en un software de creación propia, además de la comparación de resultados con el sistema de verificación diaria.

Material y métodos

Disponemos de un LINAC Elekta Precise (Elekta AB, Estocolmo, Suecia), dotado de una única energía de fotones de 6MV, y un colimador multilámina MLCi (40 pares de láminas, ancho 1 cm en isocentro). El sistema de adquisición de imágenes es un panel plano de silicio amorfo iViewGT. Según el fabricante, la dimensión de la matriz es de 1024x1024 elementos detectores, cuyo tamaño es de 0.4 mm. El tamaño del panel es de 41cm x 41cm, que proyectado al isocentro son aproximadamente 26 cm x 26 cm (la distancia foco-panel es de 157 cm según el fabricante). Las verificaciones diarias del LINAC se realizan con un sistema Hermes 5 (AB Mimator, Uppsala, Suecia), que posee cinco detectores de estado sólido, uno en el centro del campo y cuatro en la periferia. Tras las verificaciones del haz en agua líquida, todas dentro de tolerancias, hemos referenciado con nuestro método el haz de radiación. Se ha realizado una adquisición de un campo de 20 cm x 20 cm en el sistema de imagen portal, de forma análoga a la realización de los controles diarios del LINAC. Se han adquirido varias imágenes semanales, período durante el cual el sistema de verificación diaria ha demostrado que el equipo se encuentra en tolerancias. Las imágenes se han exportado y analizado mediante un software de creación propia, que automatiza su estudio. Se ha estudiado la estabilidad diaria de la homogeneidad y simetría del haz, comparando los resultados obtenidos por este método con los obtenidos mediante el equipo de verificación diaria.

Resultados y discusión

A lo largo del período durante el cual se ha realizado la adquisición de las imágenes, las verificaciones diarias del haz han estado dentro de las tolerancias establecidas. El promedio de la simetría en la dirección “inline” mediante el análisis de la imagen portal ha sido de 1.01% [1.00,1.02] (SD=0.008). El promedio de la simetría en dirección “crossline” ha sido de 1.001% [1.005, 1.015] (SD=0.007). En cuanto a la homogeneidad, el promedio en la dirección “inline” 1.9% [1.3, 2.5] (SD=0.8). En la dirección “crossline” el promedio ha sido 2.1% [1.5, 2.3] (SD=0.3). Los resultados obtenidos con nuestro método demuestran que se puede establecer un control periódico de la estabilidad del haz de radiación mediante el análisis de imágenes adquiridas con el sistema de panel plano.

Conclusiones

1- Se ha validado un control de calidad que consume poco tiempo y es sencillo de realizar y analizar, complementario a los controles diarios del LINAC que se realizan habitualmente. 2- Mediante la adquisición de imágenes portal se puede verificar la estabilidad del haz de radiación.

Bibliografía

[1] C. Pinza, F. Lliso, coordinadores. “Protocolo Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico”. Sociedad Española de Física Médica, 2009.

ESTUDIO RETROSPECTIVO DEL CÁLCULO DE DOSIS MEDIANTE MONTE CARLO EN RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA EXTRACRANEAL (SBRT) DE PULMÓN

Zucca Aparicio D, Pérez Moreno JM, Fernández Letón P, García Ruiz-Zorrilla J y Miñambres Moro A

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Madrid Sanchinarro – Grupo Hospital de Madrid., Madrid.

Correspondencia: daniel.zucca@gmail.com

Palabras clave: Monte Carlo, SBRT, Histograma Dosis – Volumen

Introducción y objetivos

El uso de técnicas avanzadas para el tratamiento del cáncer de pulmón en estadio precoz, como la radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) en la que se administran elevadas dosis por fracción, requiere aumentar la importancia de la precisión dosimétrica y la importancia clínica del cálculo de dosis mediante algoritmos adecuados en presencia de inhomogeneidades tisulares como el cálculo Monte Carlo, donde el transporte lateral de electrones secundarios en el tejido pulmonar de baja densidad influye enormemente en las distribuciones de dosis. Reynaert *et al.*, [1] recomiendan emplear en una comparación de algoritmos de cálculo convencionales con MC los parámetros clínicamente relevantes en la dosimetría, i.e., D_{media} , $D_{90\%}$ o D_{iso} para PTV y $D_{máx}$, D_{media} , o dosis integral para OAR. El objetivo del presente trabajo consiste en la evaluación de aquellos parámetros clínicos relevantes descritos en los protocolos RTOG 0813 y RTOG 0915, aplicables a PTV, pulmón sano y tejido normal, de aquellos pacientes tratados en nuestra institución desde abril de 2008, calculados inicialmente mediante *Pencil Beam* (PB) y recalculados actualmente mediante Monte Carlo (MC) Es interesante remarcar que el protocolo RTOG 0813 reemplaza al anterior RTOG 0236 en el cual se mencionaba expresamente no hacer correcciones por heterogeneidad en el cálculo de dosis en lesiones de pulmón.

Material y métodos

Se han recalculado 50 casos del total de pacientes tratados de SBRT de pulmón, con unos esquemas de fraccionamiento acorde a recomendaciones internacionales, 10x7,8 Gy, 10x5 Gy, 8x7,5 Gy, 5x10 Gy, 5x12 Gy, 3x12 Gy, 3x15 Gy, 3x20 Gy, en función del volumen de la lesión, su proximidad a estructuras críticas o tratarse de reirradiaciones. El sistema de planificación empleado ha sido iPlan RT Dose 4.1.2 (*Feldkirschen, Germany*) con licencia de cálculo de dosis Monte Carlo (código XVMC) y utilizando una resolución espacial de 3,0 mm, varianza media 1,0 % y dosis referida a medio como parámetros de cálculo para este propósito. Los criterios empleados en la evaluación de los HDV en función del algoritmo de cálculo han sido la desviación relativa de MC respecto a PB de los parámetros $D_{99\%}$, $D_{50\%}$, $D_{1\%}$ para PTV, V_{20} para pulmón sano, y para el tejido normal se han considerado $V_{105\%}$, índice de conformidad a la isodosis de 100% y 50% y la dosis periférica en cualquier dirección a 2 cm de la lesión, D_{2cm} . Adicionalmente, se ha recogido la variación en $V_{95\%}$ y $V_{107\%}$ para PTV según se recomendaba tradicionalmente en ICRU 62.

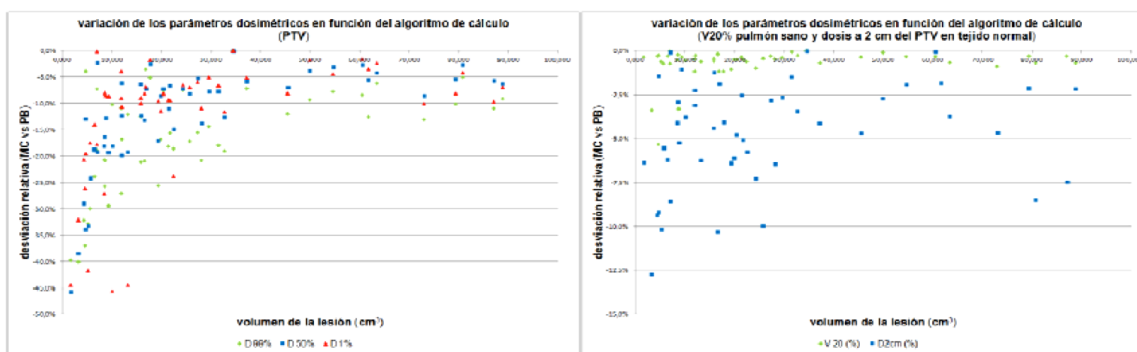
Resultados y discusión

En la tabla adjunta figuran las desviaciones obtenidas entre MC y PB para los parámetros evaluados en función del volumen de la lesión y dosis total administrada, correspondiente a los casos extremos y central de la selección de pacientes analizada.

En la figura adjunta aparece representada la variación de los indicadores de dosis de PTV y OAR en función del volumen de la lesión analizado, donde es posible observar una tendencia a encontrar mayores desviaciones en los parámetros asociados a PTV entre MC y PB a medida que la lesión es más pequeña. Así mismo, la dosis periférica representada por el parámetro D_{2cm} muestra una mayor variación con volúmenes más pequeños, en los que la proporción de tejido de baja densidad pulmonar frente a la densidad de GTV contenida dentro del campo de radiación es mayor y hace que las bajas dosis se encuentren más extendidas en el resultado obtenido mediante MC frente a PB. Al revisar la literatura sobre la dependencia del algoritmo de cálculo en la planificación de tratamientos clínicos, hay que tener en cuenta que las diferencias de dosis encontradas entre los algoritmos basados en MC y los algoritmos convencionales dependen en gran medida de la disposición de los haces, de las dimensiones de los campos, energías de los haces, tamaño de la lesión y su localización. Esto es especialmente cierto en sitios anatómicos donde la lesión se encuentra cerca de tejidos con densidades muy variables, tales como pulmón y cabeza / cuello. Las investigaciones de De Jaeger *et al.* [2], Chetty *et al.*, [3] y Lindsay *et al.* [4] son algunos de los primeros estudios que evaluaron la influencia de la distribución de dosis en la mejora de los resultados de pacientes tratados con cáncer de pulmón, en los que se recalcularon mediante MC de manera retrospectiva un gran grupo de planes de tratamiento de pulmón y mostraron diferencias significativas en los índices de dosis (V_{20} , $D_{máx}$ en pulmón y D_{media} en GTV) entre planes sin corrección por heterogeneidad y cálculo MC. Por otra

parte, las correlaciones entre V_{20} y neumonitis por radiación observadas en estos estudios mostraron ser diferentes entre los planes sin corrección por heterogeneidad y los planes de tratamiento basados en MC.

N° CASOS	D-TOTAL (Gy)	volumen analizado criterio (cm ³)	Restricciones de Dosis de Prescripción							Extensión Altas Dosis		Extensión Bajas Dosis	
			PTV			Pulmón				Tejido Normal		Tejido Normal	
			D 99%	D 50%	D 1%	V 95%	V 107%	V 20 (%)	V 105% (%)	IC	D _{20%} (%)	R 50%	
1	36	minimo	60,512	-8,4%	-2,6%	-1,6%	-6,5%	-11,6%	-0,3%	0,0%	-0,2	-0,1%	-0,2
		mediana	60,512	-8,4%	-2,6%	-1,6%	-6,5%	-11,6%	-0,3%	0,0%	-0,2	-0,1%	-0,2
		maximo	60,512	-8,4%	-2,6%	-1,6%	-6,5%	-11,6%	-0,3%	0,0%	-0,2	-0,1%	-0,2
3	45	minimo	6,413	23,8%	-18,7%	-14,0%	-99,4%	0,0%	-0,3%	0,0%	-0,1	-6,2%	-1,3
		mediana	6,942	-7,2%	-2,3%	-0,1%	-11,1%	0,0%	0,0%	0,0%	-0,1	-0,1%	-0,3
		maximo	8,550	25,7%	-16,3%	-8,0%	-91,8%	0,0%	-0,2%	0,0%	0,0	-2,9%	-1,0
16	50	minimo	4,318	32,2%	-28,9%	20,6%	-100,0%	5,2%	-0,3%	0,0%	-0,4	-9,4%	-2,1
		mediana	32,646	19,0%	-12,7%	11,5%	-1,5%	-33,7%	-0,3%	0,0%	-0,5	-3,4%	-0,7
		maximo	88,798	-9,1%	6,2%	6,9%	-9,6%	-39,3%	-0,7%	0,0%	-0,3	-2,2%	-0,2
26	60	minimo	1,607	39,7%	-45,7%	44,4%	-0,5%	-91,3%	-0,3%	0,0%	-3,3	-6,4%	4,0
		mediana	13,147	-12,1%	-19,1%	44,4%	-4,5%	-71,5%	-0,6%	0,0%	-1,0	-6,2%	-1,7
		maximo	87,095	-10,9%	5,7%	9,6%	-1,7%	-48,0%	-0,3%	-4,1%	-0,3	-7,5%	-0,3
4	78	minimo	16,577	20,9%	-13,2%	-8,1%	-85,0%	0,0%	-0,2%	0,0%	-0,4	-10,3%	-1,6
		mediana	31,506	-18,0%	-7,7%	-6,5%	-44,9%	0,9%	0,0%	0,0%	-0,7	-1,5%	-0,4
		maximo	61,722	-12,5%	5,5%	-3,4%	-37,8%	0,1%	0,1%	0,0%	-0,1	-1,8%	-0,2



Conclusiones

Las evaluaciones retrospectivas de las distribuciones de dosis recalculadas con algoritmos de MC, relacionadas con el control local del tumor y con las complicaciones de tejido normal ya existentes en los pacientes evaluados, puede proporcionar una indicación temprana de la utilidad clínica del método MC, y también puede ayudar a los médicos a determinar cómo utilizar los resultados de estas nuevas dosis calculadas mediante MC en la prescripción del tratamiento. Los análisis retrospectivos eventualmente deberían mostrarnos cómo hacer uso de esta información de una manera prospectiva. El empleo de algoritmos de cálculo de dosis más precisos en condiciones de inhomogeneidades tisulares revela valores de cobertura insuficientes en la lesión o la aparición de puntos calientes en ciertas áreas de los órganos de riesgo que pueden dar lugar a diferencias en los resultados clínicos. Para perfeccionar estos estudios de correlación, se requeriría de un completo cálculo de las distribuciones de dosis administradas mediante MC que incluya los efectos de otros factores, tales como el movimiento de órganos y los errores de posicionamiento. La manera más directa de determinar el valor añadido de los sistemas de planificación basados en MC sería intentar enlazar las diferencias observadas en las distribuciones de dosis con los resultados clínicos. Esto podría realizarse a través de la evaluación post tratamiento de estudios de CT para analizar, por una parte, posibles recurrencias dentro de PTV con regiones de subdosificación (según la predicción de MC) y por otra parte, posibles efectos colaterales en estructuras críticas en regiones de sobredosificación.

Bibliografía

[1] Reynaert N, *et al.* Monte Carlo treatment planning for photon and electron beams. Radiation Physics and Chemistry. 2007;76:643-86

[2] De Jaeger K, *et al.* Incorporating an improved dose-calculation algorithm in conformal radiotherapy of lung cancer: re-evaluation of dose in normal lung tissue. Radiother Oncol. 2003;69:1-10

[3] Chetty IJ, *et al.* On the correlation of dose-volume response using Monte Carlo dose calculation in conformal radiation therapy of lung cancer. Proceedings of the 14th ICCR. 2004;457-60

[4] Lindsay PE, *et al.* Retrospective Monte Carlo dose calculations with limited beam weight information. Med Phys. 2007;34:334-46

¿ES EL ÍNDICE GAMMA UN CRITERIO REALMENTE ADECUADO PARA EL CONTROL DE PLANES DE TRATAMIENTO DE IMRT?

Pérez Moreno JM, Zucca Aparicio D, García Ruiz-Zorrilla J, Fernández Letón JP y Miñambres Moro A

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Madrid Sanchinarro – Grupo Hospital de Madrid. Madrid.

Correspondencia: jmperez@hospitaldemadrid.com

Palabras clave: EPID, IMRT, índice gamma, TPS, histograma dosis volumen

Introducción y objetivos

Uno de los métodos más habituales empleados en control de calidad de IMRT es la medida en maniquí de la distribución de dosis de los haces en incidencia perpendicular a una profundidad dada y comparar con el cálculo del sistema de planificación (TPS) empleando el índice gamma γ . Se pretende evaluar la correlación entre el porcentaje de puntos medidos en los que $\gamma < 1$ y variaciones entre cálculo y medida de parámetros dosimétricos clínicamente relevantes, recalculando la distribución de dosis en el paciente a partir de la medida con un sistema de imagen portal EPID. De esta forma se evaluará la capacidad predictiva del criterio gamma empleado para control de calidad de IMRT en casos clínicos de cabeza y cuello.

Material y métodos

Se ha calculado la distribución de dosis en la anatomía del paciente empleando un algoritmo que corrige la distribución calculada por el TPS a partir de la medida llevada a cabo con el EPID del acelerador. De esta forma se pueden calcular parámetros dosimétricos empleados como criterios de aceptación de una dosimetría clínica, para el plan real irradiado sobre la anatomía del paciente. Se ha realizado este procedimiento para 24 pacientes de cabeza y cuello. El sistema de planificación empleado ha sido XiO (ELEKTA) con el algoritmo de segmentación SmartSequencing. Las medidas se han realizado en un acelerador Oncor Expression, equipado colimador multilamina (CML) de 160 láminas y con un EPID Optivue 1000S, calibrado para dosimetría de fotones de 6 MV. Estos parámetros dosimétricos se han comparado con los resultados obtenidos en el método de control de calidad empleado de rutina en nuestro centro. Éste consiste en la medida a distancia foco superficie (DFS) 95 cm y 5 cm de profundidad de la distribución de dosis para cada campo y compararla con la calculada por el TPS en las mismas condiciones. Esta comparación se realiza calculando el índice gamma utilizando tres criterios diferentes, resumidos en la siguiente tabla:

Δ dosis	DTA	Δ dosis expandida
3%	3 mm	75%
2%	2 mm	50%
1%	1 mm	25%

Se evalúa la diferencia de dosis local, con una tolerancia expandida en el valor de la dosis si ésta es inferior al 20% de la dosis máxima. No se evalúan puntos cuya dosis es inferior al 5% de la dosis máxima.

Resultados y discusión

En la siguiente tabla se resumen los coeficientes de correlación entre la variación de los parámetros dosimétricos evaluados y el porcentaje de puntos que cumplen $\gamma < 1$ para los tres criterios de evaluación de índice gamma considerados.

Asimismo se muestran el valor de significatividad estadística p para la hipótesis de que la correlación es débil ($|r| < 0,5$) entre porcentaje de puntos con $\gamma < 1$ y variación en los criterios dosimétricos evaluados.

	3% - 3mm		2% - 2mm		1% - 1mm	
	r	p (r <0,5)	r	p (r <0,5)	r	p (r <0,5)
PTV's D95	-0,266	0,061	-0,075	0,004	0,046	0,003
PTV's D99	-0,102	0,006	0,063	0,003	0,142	0,012
PTV's D0,1%	0,030	0,002	-0,087	0,005	-0,222	0,036
PTV's Dmean	-0,374	0,191	-0,179	0,020	-0,005	0,001
Parótidas Dmean	-0,207	0,030	-0,060	0,003	0,044	0,003
Parótidas V30	-0,162	0,073	-0,014	0,002	0,058	0,005
Médula Dmax	-0,046	0,028	-0,103	0,045	-0,161	0,070
Médula D0,1%	0,080	0,037	-0,009	0,020	-0,115	0,049
Médula Dmean	-0,536	0,426	-0,461	0,424	-0,311	0,193
Cav oral Dmean	-0,220	0,107	-0,213	0,102	-0,206	0,097
Cav oral V40	-0,138	0,059	-0,050	0,029	0,062	0,032

Conclusiones

En casi todos los casos se encuentra, como cabría esperar una correlación negativa: es decir, la variación de los parámetros dosimétricos evaluados es menor para mayores índices de paso según el criterio gamma. Sin embargo, para casi todos los parámetros se ha calculado una correlación débil o muy débil, excepto para la dosis media en médula, en que se observa una correlación moderada. Salvo en el caso de dosis media en médula, PTV's y cavidad oral, se observan una significatividad estadística alta (en torno al 95% de confianza o más). Sería necesario aumentar el número de casos evaluados para así conseguir una estadística más amplia y poder realizar aseveraciones más concretas acerca de la correlación evaluada: en qué casos es débil, muy débil o la correlación es nula. Esto se debe a que al calcular el coeficiente de correlación, la desviación típica de éste es tanto mayor cuanto más cerca se encuentra de cero su valor absoluto. Por ello, demostrar correlaciones nulas requiere de muestras estadísticas mayores. Así, si el objetivo del control de calidad en IMRT es asegurar una coincidencia de la irradiación del paciente conforme a lo planificado, la evaluación bidimensional del índice gamma en medidas en un plano perpendicular a la dirección del haz no es indicativa ni concluyente en cabeza y cuello. El análisis presentado debería repetirse para otras localizaciones, así como para otros sistemas de control de calidad habitualmente empleados en IMRT, como la irradiación del plan completo sobre una maniquí con una determinada geometría. La posibilidad de evaluar la distribución de dosis en la anatomía del paciente supone un cambio importante en el control de calidad de IMRT, más orientado al objetivo clínico final. Ello requeriría la definición de unos nuevos criterios de aceptación en el control de calidad de planes de IMRT

Bibliografía

- [1] Nelms B., Zhen H., Tomé W. Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors. *Med Phys* 2011;38(2):1037-1043.
- [2] Pérez JM, Fernández JP, Zucca D. Caracterización de un sistema de imagen portal basado en silicio amorfo para la medida de distribuciones de dosis absorbida. *Rev Fis Med* 2011;12(2):85-96.

ANÁLISIS DE LA EVOLUCIÓN DE LOS PARÁMETROS DEL HAZ DE TOMOTERAPIA HELICOIDAL EN RELACIÓN CON EL DESGASTE DEL TARGET

Rodríguez Romero R, Sánchez Rubio P y Medrano González de Prado JC

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Puerta de Hierro, Majadahonda. Madrid. España.
Correspondencia: rromero@gmail.com

Palabras clave: Envejecimiento target, tomoterapia helicoidal, perfil transversal, energía, carga de trabajo, control de calidad.

Introducción y objetivos

La radioterapia de intensidad modulada (IMRT) requiere mayor tiempo de irradiación de haz que la radioterapia con campos estándar. Esto supone una mayor carga de trabajo para las unidades de tratamiento con su consiguiente desgaste y aumento de recambio de piezas. En la técnica de IMRT de tomoterapia helicoidal, la irradiación tiene lugar de forma continua, modulando la intensidad del haz de radiación mediante un colimador multi-lámina binario, mientras rota el cabezal y avanza de forma sincronizada la mesa de tratamiento. La unidad de tratamiento diseñada a tal efecto, carece de filtro aplanador contribuyendo así a alcanzar una tasa de dosis superior (~ 875 cGy/min) a las utilizadas en los equipos convencionales, para lograr así tiempos de tratamiento aceptables. La irradiación continua a alta tasa de dosis provoca un envejecimiento prematuro del *target* (inusual en máquinas convencionales), siendo necesario su reemplazo cada 9 ó 12 meses, aproximadamente. Además, la continua rotación de los distintos componentes de la unidad de tratamiento contribuye al deterioro de los mismos, ocasionando sustituciones de magnetrón con cierta frecuencia. Por otro lado, tal como indican Jeraj *et al.* [1], la ausencia de filtro aplanador permitiría la presencia de electrones en el haz de tratamiento en caso de una degradación severa del *target*. Por ello, estudiaron cómo se modifican las características del haz de radiación a medida que se desgasta el *target*, encontrando una mayor variación en el perfil transversal (se hace más puntiagudo) que en el espectro de energía (disminuye la energía media). De hecho, varios autores proponen la caracterización del perfil transversal como principal indicador del envejecimiento del *target* [2,3], si bien otros se apoyan en las fluctuaciones de la dosis diaria [4], o en las determinaciones de dosis absorbida en las verificaciones de tratamientos y de calidad del haz medida en eje [5], para predecir su evolución. El objetivo de este trabajo es establecer un indicador sensible al desgaste del *target* cuya evolución permita predecir con cierta antelación el reemplazo. Para ello, se estudia retrospectivamente las variaciones en la forma del perfil transversal y del parámetro de calidad del haz $TPR_{20,10}$ experimentadas por nuestra unidad de tomoterapia hasta el último cambio de *target*, analizando también las sustituciones de magnetrón así como la carga de trabajo de la máquina. Puesto que, la dosis diaria de la máquina se ajusta con cierta frecuencia (para corregir su desviación respecto al valor nominal) y las verificaciones de tratamientos dependen de los parámetros de planificación seleccionados (además de incluir otros aspectos de funcionamiento del sistema como el MLC y la mesa), no se ha considerado su uso como indicador.

Material y métodos

Se ha estudiado la evolución del perfil transversal y de la energía para un equipo TomoTherapy Hi Art II (Accuray, Inc., Sunnyvale, CA). Diariamente se registra, entre otros parámetros, la planitud de los perfiles transversales medidos mediante una matriz de diodos TomoDOSE (SunNuclear Inc., Melbourne, FL), definiéndolo como cociente entre la diferencia y suma de los valores máximo y mínimo detectados dentro del 80% del tamaño de campo. Las determinaciones de $TPR_{20,10}$ se realizan con periodicidad mínima mensual, utilizando cámaras de ionización Exradin A1SL (Standard Imaging, Inc., Middleton, WI) centradas en eje a la distancia del isocentro (85 cm) en agua sólida rectangular de 55×15 cm² de superficie (Virtual WaterTM, Standard Imaging). En ambos casos, las medidas se obtienen para el máximo tamaño de campo posible (40×5 cm²) con el cabezal estático a 0°. Conforme se degrada el *target* la energía media disminuye y el perfil se vuelve más puntiagudo, aumentando la falta de planitud [1]. Por ello, se ha representado la evolución temporal del inverso del parámetro de planitud junto con el indicador $TPR_{20,10}$ normalizando en cada caso a su correspondiente valor establecido en el estado de referencia inicial del equipo (1/27 y 0.625, respectivamente). Asimismo, se ha estimado la carga de trabajo de tratamientos de pacientes en la unidad para cada uno de los *targets*.

Resultados y discusión

La gráfica 1 muestra la variación temporal de la planitud del perfil transversal y del $TPR_{20,10}$, hasta el último cambio *target*. Además se ha superpuesto la evolución de la carga de trabajo diaria en términos relativos, de tal manera que la unidad se corresponde a 0 horas de disparo (ausencia de tratamientos de pacientes) y el valor 1.02 se correspondería con 4 horas de disparo. La dispersión de los valores de planitud se debe principalmente a imprecisiones en el centraje transversal de la matriz de diodos. Por otra parte, las determinaciones de $TPR_{20,10}$, además de las incertidumbres habituales asociadas a la medida, pueden verse

afectadas por las fluctuaciones de tasa de dosis emitida por el equipo, dada la ausencia de sistema de retroalimentación que rectifique la dosis durante la irradiación. No se observa una clara correlación entre el comportamiento de la forma del perfil y la calidad del haz, especialmente para el primer *target*, pero sí una tendencia a disminuir a medida que se aproxima el reemplazo. Al comienzo del uso de cada *target*, el perfil tiende a aplanarse (el inverso de la planitud aumenta) y después se va haciendo más puntiagudo (disminuye el inverso de la planitud). El primer y cuarto *target* presentan un marcado descenso de este parámetro, acentuado probablemente en este último caso por el incremento de la carga de trabajo (alcanzando valores de 3.8 hora de disparo por día). En cambio, los *targets* intermedios registraron una variación más suave, quizá debido a los continuos ajustes realizados en la máquina como consecuencia de las múltiples averías y sustituciones de magnetrones en ese periodo. En cualquier caso, todos los *targets* presentaban variaciones del inverso de planitud del orden -1% previo al cambio, exceptuando el último *target* que registró valores de -2.4%. Estos valores se corresponden a variaciones de la pendiente del perfil de 0.1° y 0.3°, respectivamente, menores que la tolerancia de 1° propuesta por Shi *et al.* [2]. Por el contrario, no se observa un patrón común atendiendo al indicador TPR_{20,10}, mientras que Kampfer *et al.* [5] caracterizan el envejecimiento del *target* a partir de la ratio de señal medida simultáneamente a 2 y 18 cm de profundidad, evitando así el problema de la fluctuación de la tasa de dosis, con una tolerancia de 1.5% de variación de este parámetro. Staton *et al.* [3] investigaron los efectos dosimétricos de la degradación del *target* simulando las variaciones máximas de energía registradas (2% PDD_{10 cm} y 4% PDD_{20 cm}) obteniendo discrepancias de dosis entre el 2 y 4%. El aumento de la carga de trabajo diaria en el periodo analizado, no se corresponde con un acortamiento de la vida de los *targets*, cuya duración se mantiene estable (10.7 + 1.3 meses). Sin embargo, Moros *et al.* [4] sugieren que la carga de trabajo diaria promedio influye más que la carga acumulada en su duración.

Conclusiones

La forma del perfil transversal resulta más sensible que el indicador de calidad del haz TPR_{20,10} a las variaciones del *target*, permitiendo caracterizar su degradación mediante la evolución de la planitud del perfil, con una tolerancia -1% respecto al valor de referencia. La comparación de las variaciones registradas con las halladas en la bibliografía, permiten obviar las repercusiones dosimétricas debidas al envejecimiento de los *targets* utilizados, como reflejan los resultados de las verificaciones de tratamientos que se realizan rutinariamente.

Bibliografía

- [1] Jeraj R, Mackie TR, Balog J, Olivera G, Pearson D, Kapatoes J, Ruchala K, Reckwert P. Radiation characteristics of helical tomotherapy. *Med Phys* 2004; 31(2): 396-404.
- [2] Shi C, Stathakis S, Eller C, Papanikolaou N. Predictive Analysis of Target Wear for a TomoTherapy Unit. *Med Phys* 2007; 34: 2483.
- [3] Staton RJ, Langen KM, Kupelian PA, Meeks SL. Dosimetric effects of rotational output variation and x-ray target degradation on helical tomotherapy plans. *Med Phys* 2009; 36(7): 2881-8.
- [4] Moros E, Treble C, Yan Y, Jiang H, Weng X, Novak P. Target Failure and Beam-On Load in Helical Tomotherapy. *Med Phys* 2006; 33(6): 2138.
- [5] Kampfer S, Schell S, Duma MN, Wilkens JJ, Kneschaurek P. Measurements to predict the time of target replacement of a helical tomotherapy. *J Appl Clin Med Phys* 2011; 12(4): 74-81.

VALIDEZ DEL FORMALISMO DE CÁLCULO DEL TG-43 EN BRAQUITERAPIA SUPERFICIAL CON ALTA TASA DE DOSIS

Granero D¹, Pérez-Calatayud J², Vijande J³, Ballester F³ y Rivard MJ⁴

¹ERESA Hospital General Universitario, Servicio de Radiofísica. Valencia.

²Servicio de Radioterapia. Hospital Universitario y Politécnico La Fe. Valencia.

³Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universitat de València. Burjassot. Valencia.

⁴Department of Radiation Oncology, Tufts University School of Medicine, Boston. USA.

Correspondencia: domingo.granero@gmail.com

Palabras clave: Braquiterapia, HDR, Monte Carlo, TG-43

Introducción y objetivos

En la braquiterapia de piel con alta tasa de dosis (HDR) las fuentes se colocan muy próximas a la superficie del paciente. La técnica más popular consiste en un implante en un plano usando catéteres equiespaciados y paralelos que cubren toda de la superficie a tratar. La mayoría de los sistemas de planificación usan el formalismo de cálculo del TG-43 y por tanto asumen que las fuentes se encuentran inmersas en agua en un maniquí de tamaño ilimitado, sin tener en cuenta el defecto de *scatter* debido a la presencia de aire en contacto con la piel. El propósito de este trabajo es evaluar las limitaciones y las implicaciones clínicas en implantes superficiales con una fuente de HDR muy próxima o en contacto con la superficie de la piel, estudiándose también el efecto del bolus sobre el implante. Se han estudiado los dos radionúclidos disponibles comercialmente en unidades de HDR, Ir-192 y Co-60.

Material y métodos

Se han considerado las siguientes configuraciones:

- 1) El implante superficial dentro de un maniquí infinito de agua, esto es, en las condiciones de cálculo del formalismo del TG-43
- 2) El implante superficial posicionado sobre la piel en un medio de agua semi-infinito, esto es, sin *backscatter*.
- 3) Una fuente de HDR en contacto con la superficie de la piel, en vez de un implante, a fin de reproducir la situación clínica más desfavorable, con la misma configuración que en 1), pero con 5 mm y 10 mm de bolus y sin bolus.

En los casos 1) y 2), se utilizó un plan de tratamiento realista donde la fuente de alta tasa ocupaba varias posiciones en un plano. Para el caso 3), la fuente se colocó en una posición única. Las distribuciones de dosis para todos estos casos se obtuvieron usando el código Monte Carlo GEANT4.

Resultados y discusión

En el caso del Ir-192, las diferencias en las distribuciones de tasa de dosis entre los casos 1) y 2) están entre el 1.5% y el 3%. Ver Figura 1. A la profundidad típica de prescripción de 5 mm, las diferencias se encuentran entre el 2.5% y el 3%. Para el caso 3) sin bolus, las diferencias en la tasa de dosis son menores del 2% para profundidades menores de 5 mm. Si se añade un bolus de 10 mm de espesor o mayor, las diferencias son despreciables comparadas con las obtenidas para 5 mm. En el caso del Co-60 sin bolus, las diferencias llegan a ser de hasta un 15% en la superficie de la piel. Sin embargo, para ambos radionúclidos, el alto gradiente de dosis existente (un factor 19 para el Ir-192 y un factor 15 para el Co-60) entre la superficie y el punto de prescripción es el efecto principal, minimizando el impacto clínico del defecto de dispersión

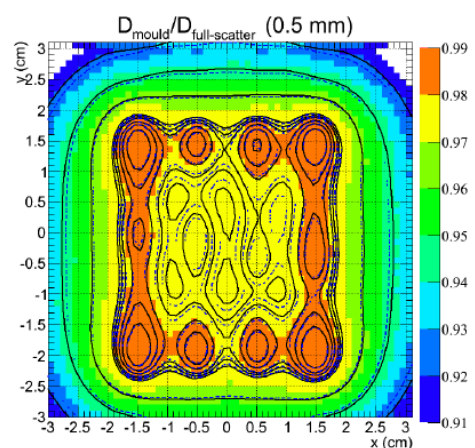


Fig. 1. Cociente de dosis entre los casos 1) y 2) en la superficie de la piel.

Conclusiones

Las diferencias dosimétricas en cuanto al efecto de tener en cuenta o no las condiciones de *backscatter* en braquiterapia superficial de piel son despreciables en el caso de fuentes de HDR de Ir-192 y Co-60 para las condiciones clínicas típicas.

OCTAVIUS 4D: ESTADO DE REFERENCIA INICIAL E IMPLEMENTACIÓN CLÍNICA DE UN NUEVO EQUIPAMIENTO PARA VERIFICACIONES VMAT

Eno Olmos J¹, Carmona Meseguer V¹, Lliso Vlaverde F¹, García Martínez MT¹, Pujades Claumarchiran MC^{1,2}, Palomo Llinares R¹, Ballester Pallarés F³, Pérez-Calatayud J^{1,4}

¹Unidad de Radiofísica. Hospital U.P. La Fe. Valencia.

²Centro Nacional de Dosimetría. Valencia.

³Facultat de Física, Dpt. Física Atòmica, Molecular i Nuclear. Universitat de València. Burjassot. Valencia.

⁴Hospital Clínica Benidorm, Servicio de Radioterapia. Benidorm. Alicante.

Correspondencia: josegimenoolmos@gmail.com

Palabras clave: Control calidad, SBRT, VMAT, equipamiento

Introducción y objetivos

La arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT) empieza a ser la técnica más común para administrar radioterapia externa e incluso radioterapia estereotáctica (SBRT). La verificación de estos tratamientos plantea un doble reto. Por una parte se debería evaluar la distribución de dosis no sólo en un plano, sino tridimensional. Además, esta distribución se debería obtener con la mayor resolución posible, puesto que incluirá regiones de alto gradiente de dosis. El objetivo de este trabajo es el establecimiento del Estado de Referencia Inicial (ERI) de un nuevo sistema de medida con las capacidades mencionadas, así como la evaluación de su uso en rutina clínica.

Material y métodos

El reciente sistema de medida Octavius 4D (PTW) proporciona un método novedoso para la medida de distribuciones de dosis tridimensionales. Consiste en una matriz de cámaras de ionización, situadas en el mismo plano y alojadas en un maniquí cilíndrico. Este maniquí se encuentra conectado a un inclinómetro que a su vez se fija en el brazo del acelerador y gira solidariamente a él, de manera que hace al maniquí capaz de girar siguiendo la orientación del brazo, de tal manera que el plano detector está siempre orientado perpendicularmente al eje del haz de radiación. La distribución de dosis medida en el plano detector y su ángulo de brazo correspondiente se registran en función del tiempo. A partir de un conjunto de curvas de rendimiento en profundidad, previamente obtenidas e introducidas en el software, el sistema calcula la distribución de dosis para cada ángulo de brazo y reconstruye la matriz de dosis tridimensional total resultante. El sistema permite diferentes opciones para la matriz de cámaras de ionización: la conocida 2D-Array seven29; su sucesora Octavius Detector 729 (729 cámaras de aire abiertas de $5 \times 5 \times 5 \text{ mm}^3$, con una separación entre centros de 10 mm, cubriendo un área de $27 \times 27 \text{ cm}^2$); o la matriz dedicada a campos pequeños Octavius 1000 SRS (977 cámaras líquidas de $2,3 \times 2,3 \times 0,5 \text{ mm}^3$, con una separación entre centros de 2,5 mm en su región central, cubriendo un área de $11 \times 11 \text{ cm}^2$). En este trabajo se utilizó esta última para pacientes SBRT, y la anterior para el resto de pacientes tratados con VMAT. Los aceleradores utilizados han sido dos Varian Clinac iX equipados con MLC Millennium 120, y un Varian TrueBeam con MLC 120HD, siendo el sistema de planificación Eclipse (versión 10.0). Las pruebas que se han llevado a cabo fueron las siguientes: (1) Homogeneidad de la respuesta de las cámaras evaluada como la máxima desviación respecto a la media para un campo uniforme; (2) Linealidad, evaluada mediante un ajuste lineal entre dosis medida y unidades monitor impartidas; (3) Reproducibilidad, evaluada como la máxima diferencia entre varias medidas respecto a la media, para el mismo número de unidades monitor; (4) Fugas pre- y post-irradiación; (5) Verificación de planes clínicos típicos con técnicas VMAT y SBRT, comparando la dosis calculada por el sistema de planificación con la dosis medida, usando el análisis gamma 3D local, con criterio 3%, 3 mm [$\Gamma(3)$].

Resultados y discusión

Para Octavius Detector 729 (y entre paréntesis para Octavius 1000 SRS): (1) La homogeneidad entre cámaras fue 1,9% (0,8%). (2) Linealidad excelente en ambos casos, con un valor de r^2 mejor que 0,999. (3) La reproducibilidad fue de 0,52% (0,08%). (4) Las fugas aumentan con la dosis medida previamente y muestran su máxima variación para campos grandes, fluctuando entre -20 cGy/h y $+20 \text{ cGy/h}$ (entre $-0,35 \text{ cGy/h}$ y $+1,18 \text{ cGy/h}$). (5) Las verificaciones de planes típicos, con el tamaño adecuado para cada matriz de cámaras, mostraron un porcentaje medio de puntos con $\Gamma(3) < 1$ de 89,3% (98,7%).

Conclusiones

El sistema Octavius 4D, junto con la matriz de detectores Octavius Detector 729, es una herramienta adecuada para el control de calidad específico de cada paciente tratado con técnica VMAT. Además, con la matriz de detectores Octavius 1000 SRS, esta capacidad se extiende a tratamientos en los que se requiere mayor resolución, como SBRT.

VERIFICACIÓN PERIÓDICA DE HACES CON CUÑA DINÁMICA MEDIANTE ANÁLISIS DE LOS ARCHIVOS DYNALOG

Camacho C, Pérez-Alija J y Pedro A

Hospital Plató, Barcelona. España.

Correspondencia: cris.camacho.84@gmail.com

Palabras clave: Cuña dinámica, STT, Dynalog

Introducción y objetivos

La técnica de Cuña Dinámica Mejorada (EDW) desarrollada por Varian genera distribuciones de dosis análogas a las técnicas de cuñas físicas. El perfil de isodosis deseado se obtiene mediante el movimiento continuo de una de las mandíbulas superiores durante la administración del campo, a la vez que el sistema de control va ajustando la tasa de dosis y la velocidad de la mandíbula móvil. La relación entre las Unidades de Monitor (UM) a administrar y la posición de la mandíbula móvil en cada instante es calculada por el sistema de control al seleccionar los parámetros de tratamiento (energía, ángulo de cuña, etc), generándose la llamada Tabla Segmentada de Tratamiento (STT) de cuña dinámica. Durante la administración del campo, dicha información se muestrea y se recoge en unos ficheros denominados Dynalog. El objetivo de este trabajo es el análisis de dichos ficheros como complemento del control de calidad periódico de la técnica EDW, así como la verificación independiente del sistema de generación y control de campos de cuña dinámica.

Material y métodos

En nuestro Servicio se ha desarrollado una aplicación que calcula de manera independiente las STT de cuña dinámica a partir de las *Golden STTs*. Estas tablas Golden contienen, para cada energía disponible de fotones, el perfil de dosis necesario para administrar un campo EDW equivalente a 60° y amplitud de 30 cm (campo asimétrico desde 20cm hasta -10cm). A partir de esta información se derivan los perfiles de dosis correspondientes a cualquier combinación de ángulo de cuña y tamaño de campo deseado. La aplicación desarrollada lee la información de los parámetros del campo contenida en la cabecera del archivo Dynalog y, haciendo uso de los datos Golden, calcula la STT correspondiente a dicho tratamiento. El cálculo se realiza truncando el perfil de dosis completo, ajustándose al tamaño de campo usado, en función de las posiciones de la mandíbula fija y móvil que generan la cuña. Es necesaria además la normalización de la distribución de dosis en función de las UM del tratamiento. Realizado el cálculo la aplicación muestra, para cada fracción de campo administrado muestreada, la diferencia entre las UM que han sido calculadas teóricamente y las UM recogidas en la información del archivo Dynalog, así como las posiciones de mandíbula móvil calculada y alcanzada hasta el final de su recorrido. Se muestra la diferencia máxima entre UM encontrada en la totalidad de la administración del campo, así como la fracción del recorrido total de la mandíbula móvil en la cual se observa dicho máximo.

Resultados y discusión

Se ha incorporado en el Programa de Control de Calidad mensual de nuestro Servicio la extracción y análisis de 20 ficheros Dynalog (10 por cada Acelerador Lineal Varian, un modelo 600C y un 2100CD) generados en la administración de campos de cuña dinámica, haciendo uso de la aplicación presentada. Los ficheros extraídos se eligen al azar entre los 199 últimos archivados, independientemente de la energía, ángulo u orientación de cuña. Desde la implantación de este análisis (Agosto 2012) hasta la fecha (Febrero 2013) se han leído un total de 140 archivos Dynalog, encontrándose diferencias máximas entre las UM calculadas teóricamente y las UM registradas en el fichero en el rango (0.040 – 0.105) UM. La desviación máxima entre la posición de mandíbula esperada y real se ha encontrado en el rango (0.05 – 0.12) cm. Por su parte, no se identifica un instante determinado del tratamiento en el cual ocurran habitualmente dichas diferencias máximas en UM. Tampoco se observa dependencia con la energía, ángulo u orientación de cuña, aunque sería necesario un estudio más amplio para poder afirmarlo con mayor seguridad.

Conclusiones

El análisis de los archivos Dynalog constituye una herramienta útil en el control de calidad de la técnica EDW, a la vez que potente, pues carece de las limitaciones e incertidumbres inherentes al uso de los detectores dosimétricos habituales. Mediante el desarrollo de una aplicación informática este proceso se automatiza de manera sencilla, constituyendo un buen complemento a otros controles (constancia del factor de cuña dinámico, medida de perfiles, etc) habituales en la verificación periódica de las técnicas de cuña dinámica.

Bibliografía

[1] C-Series Clinac enhanced dynamic wedge implementation guide. Varian Medical Systems; 2002.

[2] Alaei P, Higgins PD. Performance evaluation and quality assurance of Varian enhanced dynamic wedges. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2006;7(1):14-20.

DISEÑO DE UNA TÉCNICA PARA EL TRATAMIENTO RADIOTERÁPICO DE PACIENTES DE PRÓSTATA CON PRÓTESIS BILATERAL DE CADERA

Camacho C , Pérez-Alija J, Olivares S, Loscos S y Pedro A

Hospital Plató, Barcelona, España.

Correspondencia: cris.camacho.84@gmail.com

Palabras clave: Prótesis bilateral, IMRT, Tratamiento no coplanar, DVH

Introducción y objetivos

El diseño del plan de tratamiento de pacientes que han de ser sometidos a radioterapia radical de próstata y que incorporan algún tipo de prótesis de cadera es habitualmente complejo. La presencia de materiales de alto número atómico (tales como el Ti o el Co-Cr) provoca la atenuación de los haces que inciden directa o parcialmente sobre las prótesis, repercutiendo en el óptimo cubrimiento del PTV¹. Estos materiales de alto Z artefactan el estudio CT usado en la planificación, provocando que los números Hounsfield (HU) de las zonas próximas a las prótesis no se correspondan con los del tejido en cuestión. Este aspecto, unido a que la densidad electrónica de dichos materiales supera la que suele estar caracterizada en la tabla HU vs densidad electrónica de los Sistema de Planificación, provoca un cálculo erróneo de la dosis en estas zonas^{1,2}. Para minimizar estas incertidumbres, la práctica habitual es un diseño del tratamiento que evite la incidencia de haces por las prótesis. Cuando el paciente presenta prótesis bilateral de cadera, este diseño es aún más exigente, puesto que la anulación (total o parcial) de las incidencias laterales puede provocar dosis en los órganos de riesgo inaceptables, además de comprometer la homogeneidad de la dosis en el PTV y su buena cobertura. En Octubre de 2012 se recibió en nuestro centro el caso de un paciente de lecho prostático con prótesis bilateral de cadera para valorar radioterapia radical hasta los 70Gy en lecho. El objetivo del presente trabajo es presentar la técnica elegida diseñada para este tratamiento.

Material y métodos

Se diseñaron un total de 5 planes de Intensidad Modulada (IMRT) con la técnica Sliding Windows, usando el Sistema de Planificación Eclipse (v8.6):

Plan 1. IMRT no coplanar con 7 campos y combinación de energía de 6MV y 18MV. Plan 2. IMRT no coplanar con 7 campos y energía de 6MV. Plan 3. IMRT no coplanar con un total de 11 campos y energía de 6MV y 18MV. Plan 4. IMRT no coplanar con un total de 11 campos y energía de 6MV. Plan 5. IMRT coplanar con un total de 5 campos y energía de 6MV. Cabe destacar dos puntos: el valor de HU de las zonas artefactadas de tejido sano más próximas al PTV fue sobreescrito a un valor más cercano al real, con el fin de disminuir el efecto de los artefactos en el cálculo de las dosis. Otro aspecto es que en los planes 3 y 4 se usaron incidencias cuasi-laterales duplicadas (70° y 100° para el LI, 250° y 290° para el LD), aprovechando la opción del optimizador de IMRT de Eclipse de fijar las mandíbulas a una posición concreta. De esta manera, se permite irradiar la porción de PTV que ve el haz y que no está tapada por la prótesis, mientras que la porción de prótesis permanece tapada con las mandíbulas. Para la evaluación de las técnicas diseñadas se hace uso de los histogramas dosis-volumen (DVH) del PTV y de los órganos de riesgo (OARs) involucrados (recto, vejiga y bulbo peneano), así como del cálculo del Índice de Conformidad (IC) del plan, definido como el cociente entre el volumen de la isodosis de prescripción y el volumen del PTV.

Resultados y discusión

A la vista de los DVH obtenidos con las 5 técnicas se concluye que todas obtienen resultados muy similares si se atiende a las dosis recibidas por los OARs, estando todas ellas por debajo de las dosis de tolerancia típicamente recomendadas en la literatura. Si bien, con los Planes 3 y 4 se consiguen las dosis más bajas en recto (órgano más comprometido en este tipo de tratamientos, por la probabilidad de desarrollar efectos agudos tardíos). El IC calculado resultó en todos los casos superior a su valor límite (=1), lo que indica una buena cobertura del PTV para las cinco técnicas, variando en el rango (1.53 – 1.94). El menor índice corresponde al Plan 4, resultando éste el Plan que menos volumen de tejido sano irradia. En el otro extremo, el valor 1.94 corresponde a la técnica de IMRT con campos coplanares, la cual no es capaz de conformar las dosis al PTV de manera tan óptima como las técnicas de IMRT con campos no coplanares.

Conclusiones

A la vista de los resultados presentados, la técnica elegida para el tratamiento del paciente con prótesis bilateral de cadera fue la técnica de IMRT con 11 campos no coplanares y energía de 6MV, tanto por la mejor conformidad de la dosis al PTV como por la preservación de los OARs. Aunque los resultados obtenidos con el Plan 4 (que combina energías de 6 y 18MV) son similares, la controversia en el uso de 18MV en IMRT (dosis de los neutrones generados durante la irradiación, mayor contribución de la radiación dispersa...etc)¹ llevó a descartar esta opción. Esta técnica presentaría una solución al problema que se presenta en el exigente diseño del plan de tratamiento de pacientes de radioterapia radical de próstata que incorporan prótesis bilateral de cadera.

Bibliografía

- [1] Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63. Med. Phys. 30 (6), 2003
- [2] Shahin Fattahi and Orest Z. Ostapiaka An opposed matched field IMRT technique for prostate cancer patients with bilateral prosthetic hips. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 13 (1), 2012

DAÑO POR RADIACIÓN A NIVEL MOLECULAR: NANODOSIMETRÍA

Blanco F¹, Muñoz A², Lagares JI², Núñez L³ y García G⁴

¹Departamento de Física Atómica Molecular y Nuclear. Universidad Complutense de Madrid. Madrid.

²Centro de Investigaciones Energéticas Medioambientales y Tecnológicas. Madrid.

³Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda, Madrid

⁴Consejo Superior de Investigaciones Científicas. Instituto de Física Fundamental. Madrid.

Correspondencia: g.garcia@iff.csic.es

Palabras clave: Disociación molecular, colisiones electrónicas, nanodosimetría.

Introducción y objetivos

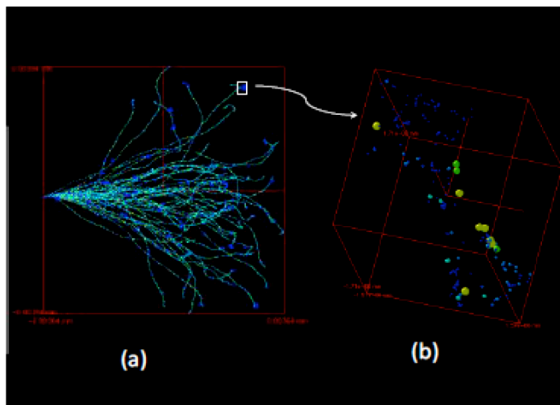
Cuando se irradia material biológico con fotones de alta energía se genera una gran cantidad de electrones secundarios (más de 10^4 por MeV) que son los verdaderos responsables del daño por radiación¹. En zonas próximas al haz primario, donde la tasa de electrones y fotones es alta, podemos cuantificar el efecto de la radiación mediante la dosis absorbida, pero esto no ocurre en las zonas de penumbra, relativamente alejadas del área irradiada donde sólo llegan los electrones secundarios después de haber sufrido múltiples interacciones con el medio. Estos electrones de energía inferior a 10 eV presentan una gran eficacia para producir roturas simples y dobles en los enlaces del ADN mediante procesos resonantes como el “electron attachment”¹ y la excitación vibracional. El principal objetivo de este trabajo es desarrollar un modelo de daño por radiación a nivel molecular que incorpore el efecto de los electrones secundarios, desde energías próximas a las del haz primario (MeV) hasta su final termalización (meV) en el medio. Este modelo implicará la simulación de todas las trayectorias individuales de los electrones secundarios generados, lo que permitirá definir volúmenes de interés tan pequeños como queramos (nm^3) en los que proporcionará información, no sólo de la dosis absorbida, sino del tipo y número de interacciones que han tenido lugar (colisiones elásticas, ionizaciones, excitaciones electrónicas, vibracionales y rotacionales, electron attachment)². Una de las principales aplicaciones prácticas del modelo es su utilización como herramienta de nanodosimetría que básicamente consiste en caracterizar el efectos de la radiación en nanovolúmenes (volúmenes comparables al del ADN) en términos de roturas de enlace y disociaciones moleculares.

Material y métodos

El modelo en sí es un programa de simulación por Monte Carlo desarrollado en C++ (LEPTS: Low Energy Particle Track Simulation code) que es compatible con los códigos Monte Carlo de propósito general más utilizados en la actualidad (GEANT-4, PENELOPE)³. La principal característica de LEPTS es que utiliza como parámetros de entrada las probabilidades de interacción (secciones eficaces) y funciones de distribución de pérdida de energía que previamente hemos determinado de forma experimental o teórica. Para electrones de energías superiores a 10 keV la primera aproximación de Born es aplicable y toda la simulación se sustenta en la correspondiente superficie de Bethe³, por lo que nuestro modelo proporciona exactamente la misma información que los programas de uso general disponibles en el mercado. Sin embargo, por debajo de 10 keV la simulación se basa en nuestros datos colisionales⁵ que incluyen secciones eficaces totales de interacción (proporcionan el camino libre medio) secciones eficaces diferenciales e integrales elásticas e inelásticas. Estas últimas incluyen la ionización total y parcial (indicando las probabilidades asociadas con cada vía de disociación), la excitación electrónica y vibracional, la excitación rotacional y el electron attachment, tanto para electrones libres como para electrones transferidos desde radicales aniónicos o átomos neutros⁶. Los métodos experimentales y teóricos utilizados para la obtención de las diferentes probabilidades de interacción y las funciones de distribución de pérdida de energía están desarrollados en la bibliografía referenciada y resultaría demasiado largo reproducirlos aquí.

Resultados y discusión

A modo de ejemplo, en este trabajo se presentan los resultados de la simulación de una fuente puntual de fotones de 1 MeV en agua. El modelo es único en cuanto al tratamiento que se da a los electrones secundarios de energías inferiores a 1 keV cuyas trayectorias son determinadas en términos de funciones de distribución angulares y de pérdida de energía, junto con la anotación del tipo de proceso que tiene lugar en cada interacción con el medio. Utilizando las probabilidades de interacción que previamente hemos medido o calculado, en la figura 2 muestra un ejemplo de simulación de las trayectorias de 50 electrones, inicialmente de 15 keV, que interaccionan en agua líquida hasta su termalización final.



El color del punto indica el tipo de interacción:

- , elástica;
- , excitación rotacional;
- , excitación vibracional;
- , disociación neutra;

En la tabla se muestra un resumen de los datos de interacción proporcionados por el programa, tanto en el volumen completo como en el nanovolumen seleccionado

Volumen	Area total irradiada	Nanovolumen seleccionado
	$4.72 \times 10^{-7} \text{ mm}^3$ ($472 \mu\text{m}^3$)	$5.63 \times 10^{-17} \text{ mm}^3$ (56.3 nm^3)
Numero total de interacciones:	1490019	273
- Elástica	1083817	214
- Excitación rotacional	310899	40
- Excitación vibracional	55692	9
- Excitación electrónica	2125	
- Disociación neutra	11773	3
- Ionización	25201	7
- Emisión Auger	197	
- Electron attachment	309	

Conclusiones

Se ha presentado un modelo capaz de simular las trayectorias individuales de electrones en agua desde 10 keV hasta su final termalización. Para energías superiores a 10 keV la simulación se complementa con cualquier programa Monte Carlo de propósito general (GEANT-4, PENELOPE). Este nivel de detalle permite contabilizar, no sólo la energía total depositada, sino el número y tipo de interacciones que pueden tener lugar en cualquier nanovolumen seleccionado. En la comunicación se explorarán sus posibles aplicaciones en radioterapia mediante la simulación de una fuente puntual de fotones de 1 MeV en agua y la irradiación, en ese mismo medio, con un haz de fotones generado por frenado en un acelerador lineal de electrones operando a 6 MV.

Bibliografía

- [1] B. Boudaiffa, P. Cloutier, D. Hunting, M. A. Huels and L. Sanche, *Science* **287**, 1658 (2000).
 A. G. Sanz, M. C. Fuss, A. M. Roldán, F. Blanco, P. Limão-Vieira, M. J. Brunger, S. J. Buckman and G. García, *Int. J. Rad. Biol.* **88**, 71 (2012).
 [2] Editores: G. García and M. Fuss, *Radiation Damage in Biomolecular Systems*, Springer (2012).
 A. Muñoz, J. C. Oller, F. Blanco, J. D. Gorfinkiel, P. Limao-Vieira and G. García, *Phys. Rev. A* **76**, 052707 (2007).
 [3] D. Almeida, F. Ferreira da Silva, G. García and P. Limão-Vieira, *Phys. Rev. Lett.* **110**, 023201 (2013).

SEIS AÑOS DE EXPERIENCIA EN LA PLANIFICACIÓN Y VERIFICACIÓN DE LA IMRT DINÁMICA CON PORTAL DOSIMETRY

Molina López MY¹, Pardo Pérez E¹, Ruiz Maqueda S¹, Castro Novais J¹ y Díaz Gavela AA²

¹Sº de Radiofísica y PR Hospital Universitario Quirón Madrid. Pozuelo de Alarcón. Madrid.

²Sº de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario Quirón Madrid Pozuelo de Alarcón. Madrid.

Correspondencia: mymolina@quiron.es

Palabras clave: Portal Dosimetry, dosis absoluta, fluencia, índice gamma

Introducción y objetivos

Debido a la alta conformación de los tratamientos con IMRT, y a la escalada de dosis en el volumen tumoral con el fin de obtener un mayor control de la enfermedad, se hace necesario un exhaustivo programa de garantía de calidad [1,2], no solo del sistema de planificación y la unidad de tratamiento, sino también de cada una de las planificaciones realizadas con IMRT. El objetivo de este estudio es el de hacer una revisión del método de verificación de las IMRT a lo largo de los 6 años de funcionamiento del servicio de radiofísica y protección radiológica, analizando los parámetros de evaluación de cada campo para las 718 IMRT realizadas durante este periodo.

Material y métodos

Desde Junio 2006 hasta Enero de 2013 se han realizado 718 tratamientos con la técnica de IMRT dinámica (sliding window) usando un acelerador Varian Clinac 2100CD, equipado con un colimador multiláminas 120 Millennium MLC (Varian Medical Systems, Palo Alto, EEUU), éste consta de 60 pares de láminas de espesor 0.5 cm en la parte central y 1cm en los extremos. Además dispone de un sistema de dosimetría portal (Portal Dosimetry de Varian Medical system), para la verificación de la fluencia generada en los tratamientos de IMRT. La planificación del tratamiento se realiza mediante un sistema de planificación Eclipse (Varian Medical Systems, Palo Alto, EEUU) versión 10.0.28, utilizando para ello un proceso de optimización basado en restricciones y planificación inversa, cuyo fin es el de conseguir la distribución de dosis deseada. Una vez alcanzados los objetivos marcados en nuestra planificación, se crea una distribución de fluencia optimizada para el número de campos seleccionados transformándose ésta en un movimiento dinámico del MLC [3]. El sistema de planificación Eclipse, está equipado con una aplicación para la creación de planes de verificación de IMRT. Mediante ésta se crean dos planes de verificación independientes, uno para la verificación de la dosis absoluta y otro para la verificación de la fluencia generada en la realización del plan. En primer lugar, para la verificación de la dosis absoluta, el sistema de planificación copia el plan y lo aplica al maniquí IMRT (bodyphantom), al que previamente se le ha realizado un TC. Sobre este maniquí se calcula la dosis teórica utilizando las mismas unidades de monitor y fluencia del plan de tratamiento a verificar, obteniéndose una distribución de dosis. Se elegirá un punto adecuado de medida, en una zona homogénea, evitando los gradientes y siempre dentro del PTV. Para la medida de la dosis absoluta, se utiliza la cámara de ionización CC04 de 0.04 cm³ (Scanditronix Wellhöfer), la cual se inserta en el maniquí, en el punto elegido de medida. Esta dosis se corrige por la fluctuación de la dosis diaria, para ello se irradia el maniquí con un campo 10x10 cm², 100 UM en el isocentro y se comparan los datos obtenidos con la dosis teórica. Se analiza la diferencia de dosis teórica y medida en un punto. Se aceptarán las planificaciones cuya diferencia de dosis esté por debajo de un 3% y se analizarán detenidamente las que estén entre un 3% y un 5%, repitiendo la medida en otro punto. Si la diferencia es mayor de un 5% se repetirá la medida en otro punto y si volviera a salir por encima se repetiría la planificación. En segundo lugar, para la verificación del mapa de fluencia, se analizará el índice gamma [4]. El sistema de planificación dispone de un programa que genera la fluencia teórica que nos daría el sistema de imagen portal dosimetry, a una determinada distancia. Esta fluencia teórica tiene las mismas UM y el mismo movimiento dinámico del MLC creado en la planificación. Además se creará para la medida de la fluencia, un segundo plan, con el mismo movimiento dinámico y las mismas UM, que se aplicará sobre el portal dosimetry, para poder comparar con la fluencia teórica previamente generada. El criterio gamma utilizado para la comparación de la fluencia medida y la teórica es el de 3 mm (DTA) y 3% en dosis. Con este análisis se pretenden ver las diferencias en dosis y en posicionamiento de la fluencia de radiación del plan de tratamiento. Se aceptarán las planificaciones cuya fluencia contenga más de un 95% de sus puntos cumpliendo este criterio. Finalmente los valores del análisis realizado se exportan en formato texto, y mediante una aplicación realizada en nuestro servicio, se extraen los datos necesarios para analizar todos los valores de la comparación entre fluencias, como vemos en la tabla 1.

Resultados y discusión

En un 94.7% de las IMRT analizadas hasta el momento, la diferencia de dosis se encontró dentro del rango de tolerancia $\pm 3\%$. El resto quedó por debajo del 5%. La desviación máxima obtenida fue de un 3.78% y la mínima de un -4.95%. Del 5.3% de IMRT con valores fuera de tolerancia, se buscó un nuevo punto de media, localizado en una zona más homogénea y de mayor dosis. En la figura 1 podemos ver la evolución de la diferencia de dosis a lo largo de estos 6 años, y la dispersión de los valores por año. Podemos observar una variación en torno al 2009, ésta puede ser debida al cambio de versión del sistema de planificación Eclipse. También podemos observar que la dosis absorbida medida, es menor que la dosis teórica planificada, creemos que por la absorción del soporte utilizado en la colocación del maniquí IMRT de medida de dosis, además esta diferencia es coherente con la literatura [5]. Por otro lado, el 97.8% de los campos analizados, cumplen el criterio $\gamma < 1$, como vemos en la tabla 1. Se evaluó la zona donde no se cumplía el criterio, y si ésta era una zona cercana al borde o si por el contrario se encontraba en una región cercana a algún órgano crítico, con el fin de aceptar o no la planificación. En la mayoría de estos casos el problema estuvo en el corte de la imagen por el sistema de adquisición de imágenes portal. En la tabla 1 también podemos ver los valores promedio de la gamma máxima, promedio > 0.8 y $\gamma > 1.2$, hay que destacar los valores que cumplen el criterio $\gamma < 1$, los cuales tienen un promedio gamma 0.31, como era de esperar.

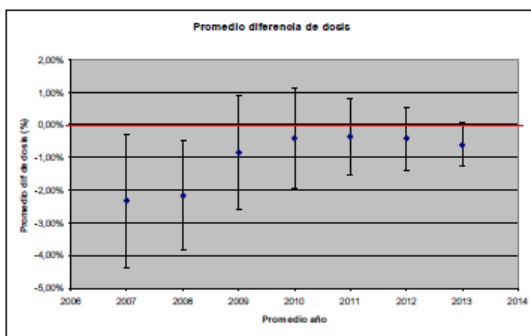


Figura 1: Evolución de la diferencia de dosis medida frente a la teórica, así como la dispersión de valores de ésta por año.

Tabla 1: Evaluación del análisis gamma de todos los campos

% puntos	% campos gamma < 1	gamma máxima	gamma promedio	gamma > 0.8	gamma > 1.2
55-74	0.1%	2.59	0.70	37.94	17.40
75-94	2.0%	3.02	0.51	19.48	4.83
95-100	97.8%	2.03	0.31	3.62	0.50

Conclusiones

Con éste método no se necesita un sistema externo de medida, la generación de los planes de verificación por el sistema de planificación hace más fácil y rápido la verificación de ésta, sin la complejidad que supone la exportación de los datos desde un array, o el complicado manejo de películas radiocrómicas.

Bibliografía

[1] Ezzell GA, Burmeister JW.; IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. Med Phys 2009, 36:5359-5373.

[2] Mijheer B, Georg D. Guidelines for the verification of IMRT. Brussels, Belgium: ESTRO; 2008

[3] Spirou SV, Chui CS. A gradient inverse planning algorithm with dose volume constraints. Med Phys 1998, 25:321-333

[4] Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. Med Phys 2003, 30:2455-2464.

[5] Gómez barrado A, et al. Experiencia en el tratamiento de IMRT en cáncer de próstata. Planificación, dosimetría y garantía de calidad. Rev Fis Med 2011;12(3):197-208

PUESTA EN MARCHA DE LA TÉCNICA DE IRRADIACIÓN PARCIAL ACELERADA DE LA MAMA CON BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS (HDR)

Molina López MY¹, Pardo Pérez E¹, Castro Novais J¹, Martínez Ortega J^{1,3}, Ruiz Maqueda S¹ y del Cerro Peñalver E²

¹Sº de Radiofísica y PR. Hospital Universitario Quirón Madrid. Pozuelo de Alarcón. Madrid.

²Sº de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario Quirón Madrid Pozuelo de Alarcón. Madrid.

³Sº de Radiofísica y PR Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda. Madrid.

Correspondencia: mymolina@quiron.es

Palabras clave: Puesta en marcha, Irradiación Parcial, sonda intersticial, aplicador

Introducción y objetivos

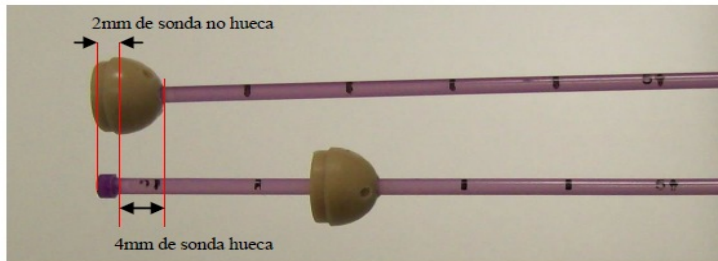
En algunos tipos de cáncer de mama se ha demostrado la existencia de un alto índice de recurrencias en pacientes tratados sólo con cirugía (19%) frente a cirugía más radioterapia (4%), además, en el 90% de los casos la recurrencia se presentó en el lecho quirúrgico [1]. Por este hecho se planteó la posibilidad de conseguir los mismos resultados en cuanto a control local, y consiguiente supervivencia global, irradiando únicamente el lecho tumoral a altas dosis, preservando así los órganos sanos adyacentes. Éste es el fundamento de las técnicas de irradiación parcial de la mama. Los criterios de selección del paciente fueron definidos basándose en los protocolos de la Sociedad Americana de Oncología Radioterápica (ASTRO) y de los Grupos Europeos de Curiterapia-Sociedad Europea de Radiología y Oncología Radioterápica (GEC-ESTRO), los cuales proponen una serie de recomendaciones para la elección del paciente.[2,3] El objetivo de este trabajo es el de presentar el procedimiento llevado a cabo en nuestro centro para la puesta en marcha de la irradiación parcial acelerada de la mama (APBI, *accelerated partial-breast irradiation*) con braquiterapia de alta tasa (HDR), mediante la utilización de tubos plásticos como aplicadores. Analizando las medidas realizadas, la evaluación de los parámetros dosimétricos y presentando los resultados obtenidos.

Material y métodos

La técnica consiste en la realización de un implante mamario mediante tubos flexibles. Éstos se colocan en la paciente con ayuda de unas agujas y se fijan con unos botones y arandelas de fricción que sujetarán el implante a la piel de la paciente hasta la finalización del tratamiento. En nuestro centro, se realizó un tratamiento administrando 32 Gy en 8 sesiones (4 Gy/sesión) dos veces al día, separados 6 horas. Una vez realizado el implante, se le realizó a la paciente un TC, con cortes cada 2 mm, y se reconstruyó el implante en el sistema de planificación, Brachytherapy Planning versión 10.0.39 de Varian Medical System (Palo Alto, California). Se midieron y evaluaron los aplicadores o tubos plásticos, conjunto de sondas intersticiales/mamarias (nº de serie AL13055003) de Varian Medical System (Palo Alto, California, USA). Este conjunto está compuesto por sondas para carga diferida, agujas de implante de longitud 17,20 cm, obturadores, arandelas de fricción, capuchones de limpieza, botones radioopacos de fibra sintética (con forma de media luna, de 6 mm de espesor), los cuales fijan las sondas al tejido. Además, cada sonda va unida a un tubo de transferencia específico, que se conectan para tratamiento al equipo de carga diferida para braquiterapia de alta tasa de dosis, Varisource iX, de Varian Medical System. Las sondas para el implante tienen un diámetro de 0.2 cm y están huecas los primeros 30 cm (por donde discurrirá la fuente de alta tasa dosis de ¹⁹²Ir), desde el botón de media luna hasta un extremo de sección deprimida al final de ésta, que se utiliza junto con las agujas de implante para facilitar su inserción en el tejido. Para la medida de las sondas se cortaron varias de ellas por la zona hueca y se midieron con la regla específica proporcionada por el fabricante. También se comprobó la longitud de éstas, llevando la fuente hasta un punto elegido. Se usó para ello el equipo de carga diferida Varisource iX, verificando su correcta posición mediante una autorradiografía, y para ello se usaron películas radiocrómicas Gafchromic EBT2. El corte de la sonda en el implante depende de la profundidad de éste, por tanto, no todas las sondas quedan con la misma longitud y hay que medirlas individualmente. Por otro lado, hay que tener en cuenta el pequeño tramo hueco de la sonda que entra dentro del botón de media luna, 4 mm huecos de los 6 mm de espesor de éste, como se aprecia en la figura 1. Este hecho se ha de tener en cuenta al introducir la longitud de cada aplicador, ya que se debe introducir la longitud total del aplicador en el sistema de planificación para obtener una correcta reconstrucción geométrica. Se decidió considerar la longitud de cada aplicador como la longitud del tubo de transferencia más la longitud de la sonda hasta la parte redondeada del botón de media luna que queda pegado a la piel de la paciente. Por lo tanto, a lo que mide la sonda se le restaron los 4 mm que quedan dentro de dicho botón. Tras la realización del TC, se reconstruyen los aplicadores uno por uno y se activan las posiciones de la fuente dentro del PTV. Para la planificación se realizó una optimización volumétrica, teniendo en cuenta el PTV y los órganos de riesgo, que en este caso eran los pulmones y la piel, y se prescribió de modo que el 90% de la dosis cubriera al menos el 90% del PTV.

Tabla 1: Parámetros de evaluación del plan. Datos experimentales de la bibliografía y resultados de nuestra planificación.

Figura 1: Aplicadores plásticos, se observa una zona hueca dentro del botón de media luna



Evaluación del plan	Rango Ref.	Resultados
V_{PTV}	17,2-124 cm ³	76,9 cm ³
PTV_{ref}	15,2-118,1 cm ³	73,8 cm ³
Cobertura PTV		
V_{90}	93-100 %	92,0%
V_{100}	90-96 %	85,5%
V_{150}	23-45 %	53,0%
V_{200}	7-22 %	31,5%
D_{90}	99-107 %	93,7%
D_{100}	53-92 %	50,0%
Homogeneidad		
DHI	0,50-0,76	0,38
DNR	0,25-0,41	0,62
Conformación		
COIN	0,51-0,82	1,02
CI	0,88-0,95	0,96
Dosis Pulmón		
D_{max}	7-75 %	39,6%
V_{5Gy}	0-160 cm ³	63,2 cm ³
Dosis Piel		
D_{max}	18-75 %	77,4%

Resultados y discusión

En la evaluación del plan se tuvieron en cuenta los siguientes parámetros: $D_{max\ piel}$, $D_{max\ pulmón}$, V_{90} , V_{100} , V_{150} , V_{200} , D_{90} , D_{100} , V_{ref} , $V_{5Gy\ pulmón}$, DHI, COIN y el CI, para ello se analizaron varios artículos [4,5], en los cuales se hizo un estudio de éstos, analizados en más de 60 pacientes. Se realizó una planificación que se ajustase a los datos experimentales, que se muestran en la tabla 1, junto a los resultados obtenidos. La prescripción se cumple, ya que el 93.7% de la dosis cubre el 90% del PTV. El índice de conformidad con un valor de 0.96, queda justo por encima del rango de referencia, lo que da idea de una buena cobertura del volumen, aunque el índice de homogeneidad no es muy bueno, 0.38, ya que el V_{150} es alto, y éste se define como, $DHI = \frac{V_{100} - V_{150}}{V_{100}}$, lo que significa que algunas zonas están sobredosificadas. Las dosis en pulmón están dentro de los valores obtenidos en la bibliografía.

Conclusiones

Los resultados obtenidos en la planificación del tratamiento fueron aceptables para la realización del tratamiento de una paciente. Por otro lado, las medidas realizadas, el método de planificación y los datos necesarios a recopilar en el implante, nos llevó a la realización de un procedimiento de medidas, el cual hay que aplicar cada vez se realice una irradiación parcial.

Bibliografía

- [1] Bartelink H, et al. Recurrence rates after treatment of breast cancer with standard radiotherapy with or without additional radiation. N Engl J Med 2001; 345:1378-87
- [2] Polgár C, et al. Patient selection for accelerated partial-breast irradiation (APBI) after breast-conserving surgery: Recommendations of the Groupe Européen de Curiethérapie-European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (GEC-ESTRO) breast cancer working group based on clinical evidence (2009). Radiother Oncol 2010;94:264-73
- [3] Benjamin D, et al. Accelerated partial breast irradiation consensus statement from the American Society for radiation oncology (ASTRO) Int. J. Radiat Oncol Biol. Phys.,2009 Vol. 74, No. 4,pp.987-1001
- [4] Major T, et al. Dosimetric experience with accelerated partial breast irradiation using image-guided interstitial brachytherapy,. Radiother Oncol 2009;90:48-55
- [5] Sebastian L. Radiation exposure of the heart lung and skin by radiation therapy for breast cancer: A dosimetric comparison between partial breast irradiation using multicatheter brachytherapy and whole breast teletherapy. Radiother Oncol 2011;100:189-94.

USO DE UNIONES DE CAMPO DINÁMICAS PARA REDUCIR INCERTIDUMBRES Y OBTENER TRATAMIENTOS MÁS ROBUSTOS

Hernández Masgrau V y López Sánchez M

Hospital Sant Joan de Reus, Reus, Tarragona.
Correspondencia: vhernandezmasgrau@gmail.com

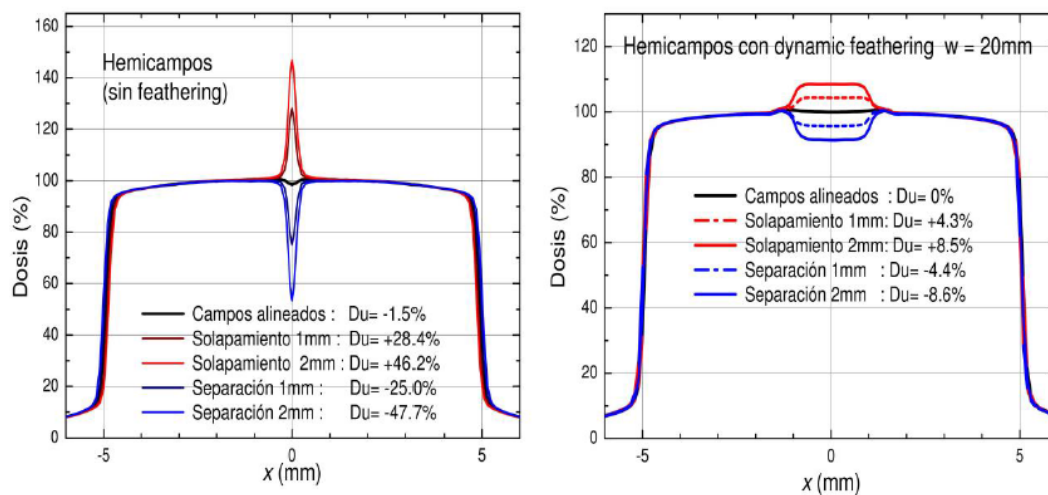
Palabras clave: Unión de campos; dynamic feathering; hemicampos; modulación de intensidad

Introducción y objetivos

En el campo de la radioterapia se producen numerosas situaciones en las que es necesario unir campos de tratamiento adyacentes. Habitualmente estos casos están sujetos a grandes incertidumbres, sobre todo debidas a la calibración de las mandíbulas y a la posición del paciente o del isocentro. El objetivo de este trabajo es presentar una técnica dinámica de unión de campos para mejorar la distribución de dosis en la zona de la unión y para ofrecer tratamientos más robustos. Asimismo, en este trabajo se dan las herramientas para facilitar la elección de los parámetros óptimos en función de las incertidumbres existentes y de la máxima desviación asumida en cada caso.

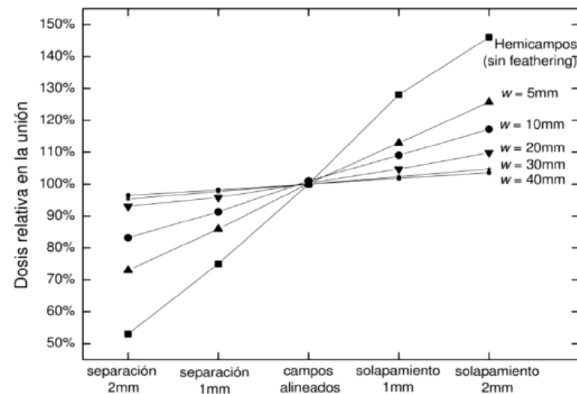
Material y métodos

Se presenta una técnica de “dynamic feathering” [1,2] en la que la penumbra de los campos se degrada (en una cierta anchura w) con el objetivo de conseguir una distribución de dosis en la unión más homogénea y robusta. Para ello, el límite de los campos se define mediante un multiláminas (MLC) dinámico, cuyas láminas se mueven a velocidad constante entre 2 posiciones fijas que dependen de 2 parámetros: la anchura w y el desplazamiento δ . Esta técnica es aplicable tanto a tratamientos con hemicampos (en técnicas de isocentro único) como a tratamientos de campos con divergencia (distintos isocentros y campos alineados geoméricamente mediante rotaciones de mesa y colimador). La técnica propuesta se ha verificado mediante dosimetría con películas radiocrómicas. Para evaluar la sensibilidad de la técnica a las incertidumbres asociadas a los tratamientos se ha medido el efecto de solapamientos / separaciones entre los campos para una serie de anchuras w . La exactitud de los cálculos del sistema de planificación Eclipse 10.0 (Varian Medical Systems) también ha sido determinada. Las medidas se han realizado con 2 aceleradores Varian modelos Clinac 2100CD y Clinac iX equipados con un MLC Millennium de 120 láminas.



Resultados y discusión

La penumbra de los hemicampos se puede degradar en una anchura w moviendo las láminas del MLC en la dirección cráneo-caudal desde $-w/2$ hasta $+w/2$. No obstante, para optimizar la distribución de dosis en la zona de la unión es necesario aplicar un desplazamiento a las posiciones iniciales y finales de las láminas. De este modo las láminas se mueven desde $-w/2 - \delta$ hasta $+w/2 - \delta$. El parámetro óptimo obtenido fue $\delta = 0.6\text{mm}$ para los dos MLCs estudiados. El efecto de separaciones / solapamientos entre campos varía mucho con la anchura w , tal y como se muestra en la Figura. El incremento de dosis en la unión, D_u , para un cierto solapamiento δ se puede aproximar mediante la expresión $D_u = 0.7 \delta / w$. En general se ha obtenido una buena concordancia entre los cálculos con Eclipse y las medidas. Las únicas discrepancias significativas aparecen para $w=5\text{mm}$, con diferencias de dosis de 5-10%, que se pueden atribuir a una variación del valor parámetro δ de 0.3mm.



Esta figura permite decidir el valor óptimo del parámetro w en función de las incertidumbres del tratamiento y del valor máximo de inhomogeneidad de dosis que se decida asumir. En el caso de campos con divergencia y distintos isocentros, las láminas deben moverse desde $x-w/2-\delta$ hasta $x+w/2-\delta$, donde x representa la posición de la mandíbula para la alineación geométrica. Usando estos parámetros se midieron resultados similares a los obtenidos con los hemicampos. Esto es debido a que la penumbra en la unión está principalmente determinada por el valor del parámetro w y es poco dependiente de la posición de las mandíbulas.

Conclusiones

La técnica presentada es una opción interesante para optimizar las uniones de campos, especialmente en irradiaciones cráneo-espinales y en ciertos tratamientos de cabeza y cuello en los que la zona de la unión engloba la médula espinal. La anchura w se debe elegir teniendo en cuenta las incertidumbres asociadas a cada tratamiento y la máxima inhomogeneidad de dosis asumible, pero consideramos que anchuras de 20-30mm son adecuadas para la mayoría de los casos. En conclusión, esta técnica dinámica de unión de campos reduce substancialmente las incertidumbres dosimétricas en la zona de la unión de campos, permitiendo el uso de técnicas de tratamiento más robustas en la práctica clínica.

Bibliografía

- [1] Duan J, Shen S, Spencer SA, Ahmed RS, Popple RA, Ye SJ, Brezovich IA. A dynamic supraclavicular field-matching technique for head-and-neck cancer patients treated with IMRT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2004; 60(3):959-972.
- [2] Seppälä J, Kulmala J, Lindholm P, Minn H. A method to improve target dose homogeneity of craniospinal irradiation using dynamic split field IMRT. *Radiother Oncol.* 2010; 96(2):209-215.

PUESTA EN MARCHA DEL PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA ON-BOARD IMAGER DE VARIAN: EVALUACIÓN INICIAL

Ortega Martín I, Ruiz Morales C, López Sánchez F y Tobarra González BM

Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Murcia.
Correspondencia: isaortmar@gmail.com

Palabras clave: OBI, control de calidad, geometría, imagen, IGRT

Introducción y objetivos

La correcta administración de técnicas de alta precisión, tales como la radioterapia conformada 3D, irradiación con fluencia modulada (IMRT) o técnicas de radioterapia esterotáxica intra o extra craneal, dependen de factores tan importantes como la localización exacta del volumen de tratamiento y el correcto posicionamiento del paciente. El uso de técnicas de radioterapia guiadas por la imagen es fundamental para el control de estos factores. Dada la importancia que adquiere el sistema de imagen en los tratamientos actuales, es esencial el chequeo periódico de estos dispositivos. El objetivo de este trabajo es presentar las pruebas que forman parte de nuestro programa de control de calidad del sistema On-Board Imager de Varian, elaboradas a partir de recomendaciones y protocolos nacionales e internacionales, así como realizar una primera evaluación de los resultados obtenidos hasta la fecha.

Material y métodos

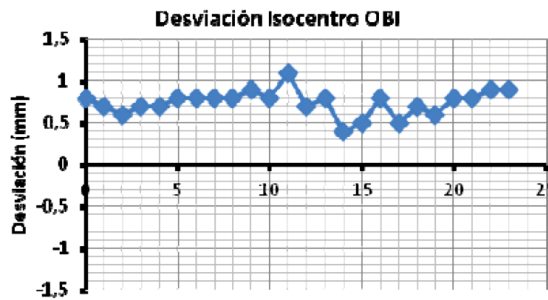
El On-Board Imager (OBI) es un sistema de imagen de kilovoltaje con detector plano de Si-a que se encuentra montado en un acelerador Clinac-DHX de Varian. Nuestro sistema de imagen nos permite trabajar con tres modos diferentes: Fluoroscopia, Radiografía y Cone-Beam CT. Para la elaboración del programa de control de calidad del sistema de imagen OBI, se siguieron las recomendaciones dadas por la AAPM en los reports 104 y 179 [1] [2] además de la documentación recomendada por el fabricante [3][4]. Ha sido de gran ayuda el borrador redactado por el grupo de trabajo de IGRT de la SEFM, ya que proporciona una visión clara de cada una de las partes que componen el control de calidad [5]. Nuestro programa de control de calidad se estructura en varios bloques, tal y como se muestra en la siguiente tabla.

Seguridad y Funcionalidad	Maniquí	Periodicidad	Tolerancias
Calentamiento del tubo Bloqueo de puertas Luces y alarmas indicadoras de disparo Detección de colisiones	No precisa	Diario	Funcional
Geometría	Maniquí	Periodicidad	Tolerancias
Isocentro OBI Desplazamientos automáticos de mesa	Isocentre Cube Asses Varian	Diario	< 1.5 mm < 2.0 mm
Posicionamiento OBI y magnificación Estabilidad angular del Isocentro OBI		Mensual	< 1.5 mm < 1.5 mm
Calidad de Imagen	Maniquí	Periodicidad	Tolerancias
Imagen 2D Imagen 3D	TOR FG 18 Catphan 504	Semestral	Especificacion es del fabricante
Calibraciones	Maniquí	Periodicidad	Tolerancias
Calibraciones de Imagen Calibración geométrica	Varian	Semestral/Cambios Anual/Cambios	Especificacion es del fabricante
Verificación del Generador de RX	No precisa	Anual/ Cambios	Especificacion es del fabricante

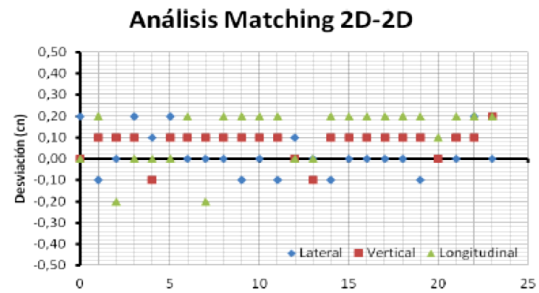
Resultados y discusión

Los resultados obtenidos en cada una de las pruebas propuestas se encuentran dentro de las tolerancias recomendadas, y en ciertos casos, éstos presentan una alta reproducibilidad y estabilidad temporal.

1. La discrepancia entre el isocentro del sistema de imagen y el de radiación se mantiene por debajo del milímetro (Graf.1). Se observa que la posición de referencia está desplazada 0.7mm, manteniéndose esta tendencia en el tiempo. Las variaciones más significativas las atribuimos a la fuerte dependencia del test por parte del operador, ya que no se corresponden con ninguna acción del servicio técnico.
2. El análisis del matching 2D-2D también se encuentra dentro de la tolerancia recomendada, pero en éste caso existe mayor variabilidad temporal.(Gráf.2)
3. Los resultados de los test de calidad de imagen, tanto en 2D como para 3D son consistentes con las especificaciones del fabricante.



Graf 1



Graf 2

Conclusiones

La integración de las pruebas propuestas para el control de calidad del sistema On-Board Imager de Varian en la rutina del servicio, si bien supone un aumento del tiempo de máquina empleado para la verificación, permite incorporar con gran fiabilidad la imagen guiada a los tratamientos de radioterapia. Conviene reforzar el entrenamiento del operador para la realización de este tipo de controles.

Bibliografía

- [1] F.-F. Yin, J. Wong y e. al., «The role of in-room kV x-ray imaging for patient setup and target localitation.A report of the AAPM TG-104.»
- [2] J. Bissonnette, L. Dong y e. al., «Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179,» *Med. Phys*, vol. 39, n° 4, pp. 1946-1963, 2012.
- [3] S. Yoo, G. Kim, R. Hammound y e. al., «A quality assurance program for the on-board imagers.,» *Med Phys*, vol. 33, pp. 136-144, 2006.
- [4] J. Bissonnette y a. et., «A quality assurance program for image quality of cone-beam CT guidance in radiation therapy,» *Med. Phys*, vol. 35, n° 5, pp. 1807-18015, 2008.
- [5] Grupo de Trabajo de IGRT de laSEFM, «Recomendaciones para el Control de Calidad de Equipos y Técnicas de Radioterapia Guiada por la Imagen (IGRT),» 2012.

MÉTODO PARA LA CALIBRACIÓN DE LAS MANDÍBULAS ASIMÉTRICAS EN TÉCNICAS DE HEMICAMPOS Y EFECTOS EN LA PRÁCTICA CLÍNICA

Hernández Masgrau V¹, Sempau Roma J², Abella Cereigido R¹, López Sánchez M¹, Pérez Fernández M¹, González Leyba M¹ y Artigues Pedrola M¹

¹Hospital Sant Joan de Reus. Reus. Tarragona.

²Instituto de Técnicas Energéticas, Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona.

Correspondencia: vhernandezmasgrau@gmail.com

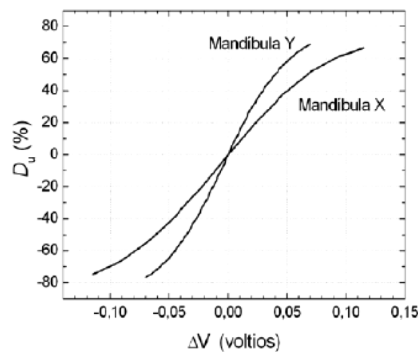
Palabras clave: Calibración; mandíbulas asimétricas; hemicampos; unión de campos

Introducción y objetivos

Las mandíbulas asimétricas se usan habitualmente para tratamientos con hemicampos en una gran variedad de localizaciones. Al cerrar las mandíbulas en el centro (posición “cero”) se consigue una correcta unión de campos sin necesidad de angular mesa y colimador. No obstante, la calibración del posicionamiento de las mandíbulas produce desviaciones en esta posición cero que, aunque inferiores a la tolerancia de ± 1 mm, comportan grandes heterogeneidades de dosis en la zona de unión de los campos (típicamente del ± 20 -30%). Esto pone de manifiesto la necesidad de nuevos métodos de calibración [1]. Este trabajo presenta un nuevo método de calibración del cero de las mandíbulas. El método propuesto mejora de forma muy significativa la exactitud de la calibración, proporcionando una buena homogeneidad de la distribución de dosis en la zona de unión de campos. Asimismo, en este trabajo se evalúa el efecto que tiene esta nueva calibración en la práctica clínica.

Material y métodos

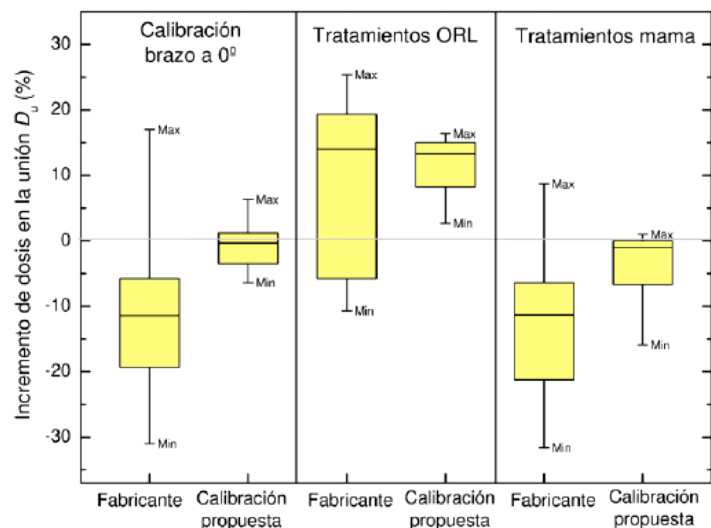
La posición cero de cada mandíbula asimétrica se evalúa mediante dispositivos de imagen portal (EPID) con el brazo a 0°. La corrección de la tensión correspondiente a la posición del cero se deduce a partir del incremento de la dosis en la unión (D_u) con la técnica de la doble exposición (sumando dos hemicampos con giros de colimador opuestos). Una vez corregida la calibración, la posición cero de todas las mandíbulas coincide con el eje de giro del colimador. Los detalles del procedimiento de calibración se han publicado recientemente [2].



Con este método se han calibrado las mandíbulas de cuatro aceleradores Varian de los siguientes modelos: 2100C (Clinac 1), 2100CD (Clinac 2), iX (Clinac 3) y Trilogy (Clinac 4). Los modelos de EPID usados son aS500 y aS1000, obteniéndose resultados parecidos. Para analizar el efecto de esta calibración en la práctica clínica se ha medido la dosis en la unión de campos con los 4 aceleradores para una serie de tratamientos antes y después de realizar la calibración propuesta. Para ello se ha usado un maniquí de RW3 (EasyCube) y películas radiocrómicas. Los tratamientos estudiados corresponden a 3 planificaciones de mama y a 3 planificaciones de cabeza y cuello. En estas planificaciones se evalúan una serie de angulaciones de brazo típicas y se combinan distintas mandíbulas a cero, con el giro de colimador necesario en cada caso.

Resultados y discusión

La calibración presentada mejora de forma importante la homogeneidad de la dosis en la zona de la unión de campos. Con el brazo a 0° los valores se mantienen dentro del $\pm 8\%$, mientras que la calibración del fabricante produce inhomogeneidades de hasta el 35%. A continuación se muestra un diagrama de cajas con las dosis en la unión obtenidas en los 4 aceleradores con el brazo a 0° y con las planificaciones típicas evaluadas. Este diagrama muestra la estadística descriptiva: la franja central de la caja indica la mediana, los límites de la caja representan el 1er y 3er cuartil y las prolongaciones indican los valores extremos.



Recientemente nuestro grupo describió que la configuración de campos afecta a la distribución de la dosis en la zona de la unión de hemicampos [3], pero este estudio evaluaba una única configuración de campos y no combinaba distintas mandíbulas a cero. El presente trabajo demuestra que la calibración propuesta reduce las inhomogeneidades de dosis para una serie de planes de tratamiento típicos del $\pm 29\%$ al $\pm 16\%$, lo que representa una gran mejora.

Conclusiones

Se ha presentado un método de calibración del posicionamiento de las mandíbulas asimétricas que mejora de forma importante la homogeneidad de la distribución de dosis en la unión de hemicampos. También se ha analizado el efecto de esta calibración en situaciones habituales en la práctica clínica, observándose que las inhomogeneidades máximas en la zona de la unión se reducen a la mitad. En consecuencia, la calibración propuesta permite la administración de los tratamientos con hemicampos con mayor precisión y seguridad.

Bibliografía

- [1] Clews L, Greer PB. An EPID based method for efficient and precise asymmetric jaw alignment quality assurance. *Med. Phys.* 2009; 36: 5488–5496.
- [2] Hernandez V, Sempau J, Abella R, López M, Pérez M, Artigues M, Arenas M. A method for accurate zero calibration of asymmetric jaws in single-isocenter half-beam techniques. *Med. Phys.* 2013; 40(2):021706.
- [3] Hernandez V, Sempau J. The influence of the field setup on the dosimetry of abutted fields in single isocenter half-beam techniques. *Med. Phys.* 2011; 38(3): 1468-1472.

MEDIDA DE LA INCERTIDUMBRE ASOCIADA A LA RECONSTRUCCIÓN DE APLICADORES EN BRAQUITERAPIA ADAPTATIVA GUIADA POR RESONANCIA

Torres Pozas S¹, Federico M², Pérez Molina JL², Martí Asenjo J², Sánchez Carrascal M², Macías Verde D², Ruiz Egea E², Lara Jiménez P^{1,2} y Martín Oliva R²

¹Instituto Canario de Investigación del Cáncer. San Cristobal de La Laguna, Santa Cruz de Tenerife.

²Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín. Las Palmas de Gran Canaria.

Correspondencia: tpsergio@gmail.com

Palabras clave: IGABT, Braquiterapia, MRI, reconstrucción, aplicadores.

Introducción y objetivos

La braquiterapia adaptativa guiada por imagen de resonancia magnética (IGABT) está considerada como la norma de oro en el tratamiento de tumores ginecológicos debido a su capacidad para delimitar de forma precisa la extensión del tumor. Esto permite ajustar la dosis al volumen adecuado mediante la definición de un CTV de alto riesgo (HR-CTV)[1]. El uso de imágenes de resonancia en secuencias T2 de alta resolución, utilizadas para el contorno de órganos de riesgo y volúmenes objetivo, presenta el inconveniente de la falta de capacidad para la reconstrucción del canal por donde circula la fuente radioactiva. Este hecho, unido al gradiente de dosis presente en braquiterapia, hace que conocer con precisión la línea activa sea un elemento crítico en el control de calidad de la braquiterapia guiada por resonancia magnética [2]. El objetivo de este trabajo es valorar la incertidumbre introducida en el proceso al reconstruir los catéteres mediante tres métodos, reconstrucción manual a partir de una plantilla elaborada en el servicio, reconstrucción automática con el software incluido en el TPS y reconstrucción a partir de maniqués radiopacos en CT y su posterior fusión.

Material y métodos

Para un conjunto de 12 pacientes tratadas en nuestro servicio mediante braquiterapia intracavitaria (9 pacientes) e intersticial (3 pacientes) con aplicadores Fletcher/Utrecht compatibles CT/MR (periodo Noviembre 2012-Febrero 2013), se han calculado los histogramas dosis-volumen (DVH) para el mismo plan de tratamiento, generado con tres métodos de reconstrucción diferentes. A partir de estos tres planes, se ha estudiado la calidad de la reconstrucción evaluando variaciones relativas en dosis a órganos de riesgo y HRCTV. Los métodos de reconstrucción fueron los siguientes:

- 1.- Reconstrucción manual: A partir de una plantilla fabricada en nuestro servicio, se reconstruye el aplicador de forma manual, marcando sobre el Sistema de Planificación (TPS) Oncentra Masterplan 4.1 SP2 (Nucletron B.V., Veenendaal, Netherlands) la línea activa de la fuente radioactiva. [3]
- 2.- Reconstrucción automática: A partir de la biblioteca de aplicadores facilitada por el TPS, se reconstruye de forma directa el conjunto completo de aplicadores y su línea activa.
- 3.- Reconstrucción CT: Inmediatamente tras realizar la imagen de resonancia se obtiene una imagen de CT del paciente, con los aplicadores en la misma posición y con marcadores radiopacos que permitan ver directamente sobre el CT las posiciones de la línea activa. Sobre el conjunto de imágenes MR se delimitan los órganos de riesgo y el HRCTV, y este conjunto se fusiona con la imagen CT y se transfieren los contornos del HRCTV al CT. Dicha fusión es realizada sobre las coordenadas del aplicador [4]. Sobre la imagen CT, con el contorno del HRCTV procedente de la resonancia, se reconstruye la línea activa a partir de los marcadores radiopacos.

El mismo plan de tratamiento se aplica en los tres casos y se obtienen valores de D90 y V100 para el HRCTV, y D_{2cc} para Recto, Sigma y Vejiga.

Resultados y discusión

- 1.- Comparación reconstrucción manual con reconstrucción automática:

Con respecto a la dosis de cobertura del tumor, la diferencia en D90 es de $-0.3 \pm 2.0\%$, mientras que en el V100 es $-0.4 \pm 1.1\%$ (mediana -0.3%). Con respecto a los órganos de riesgo la mayor diferencia se encuentra en la vejiga, donde la diferencia es de $-1.9 \pm 2.9\%$ (mediana 1.0%)

- 2.- Comparación reconstrucción manual con reconstrucción en CT:

Al efectuar la fusión, el volumen del HRCTV disminuye en $-3.4 \pm 4.3\%$ (mediana -1.8%), estando la diferencia de dosis de cobertura del tumor D90 en $0.5 \pm 4.6\%$ (mediana 1.35%).

- 3.- Comparación reconstrucción automática con reconstrucción en CT:

Para la misma reducción del volumen que en el caso anterior, la cobertura del tumor D90 presenta una variación de $0.2 \pm 4.7\%$ (mediana 1.1%). A partir de la comparación de los DVH obtenidos con reconstrucción manual y automática, podemos afirmar que son similares, si bien el método de reconstrucción automático es sensiblemente más rápido y seguro. Por otro lado, ambos métodos son consistentes con los resultados obtenidos a partir de la reconstrucción en CT (que presenta la ventaja de poder ver directamente sobre las imágenes la posición de la línea activa), por lo que podemos asumir que las incertidumbres que se introducen al hacer la reconstrucción sobre la imagen de resonancia son aceptables desde el punto de vista clínico.

Conclusiones

De acuerdo con la comparación, cualquiera de los métodos de reconstrucción basados en imágenes de MR son aceptables. Ante esta perspectiva hay que remarcar que el método automático proporcionado por el TPS supone un ahorro de tiempo considerable y requiere una menor supervisión.

Bibliografía

- [1] Pötter R, Haie-Meder C, Van Limbergen E, Barillot I, De Bravandere M, Dimopoulos J, Dumas I, Erickson B, Lang S, Nulens A, Petrow P, Rownd J, Kirisits C. Recommendations from gynaecological (GYN) GEC ESTRO working group (II): concepts and terms in 3D image-based treatment planning in cervix cancer brachytherapy-3D dose volume parameters and aspects of 3D image-based anatomy, radiation physics, radiobiology. *Radiother Oncol*, 2006; 78(1):67-77.
- [2] Tanderup K, Hellebust TP, Lang S, Granfeldt J, Pötter R, Lindegaard JC, Kirisits C. Consequences of random and systematic reconstruction uncertainties in 3D image based brachytherapy in cervical cancer. *Radiother Oncol* (2008); 89(2): 156-63.
- [3] De Leew AA, Moerland MA, Nomden C, Tersteeg RH, Roesnik JM, Jügerliemk-Schulz IM. Applicator reconstruction and applicator shifts in 3D MR-based PDR brachytherapy of cervical cancer. *Radiother Oncol* (2009); 93(2):341-6.
- [4] Nesvacil N et al. Adaptive image guided brachytherapy for cervical cancer: A combined MRI-/CT- planning technique with MRI only at first fraction. *Radiother Oncol* (2012).

CONTROL GEOMÉTRICO DEL MULTILÁMINAS CON UN PROGRAMA DE ANÁLISIS DE IMAGEN OBTENIDA CON EL EPID

Gómez Enríquez F, Montejo Arteche A, Sánchez Mazón J, Vázquez Rodríguez JA, Mendigueren Santiago MA, Pacheco Baldor MT y Raba Díez JI

H.U. Marqués de Valdecilla, Servicio de Radioterapia, Santander.
Correspondencia: fergomez82@gmail.com

Palabras clave: Control geométrico, multiláminas, imagen, EPID, ImageJ

Introducción y objetivos

Para mejorar el método tradicional de ajuste geométrico de láminas se realizó un plugin del programa ImageJ que analiza una imagen, adquirida con el EPID del acelerador, de la forma Stripe Test (test de líneas). El programa se diseñó para un acelerador Elekta, modelo Precise, con láminas de 1cm de grosor y un programa de adquisición de imágenes del EPID Iview GT 3.4. Al final del proceso se tiene como resultado el desplazamiento, en milímetros, que hay que hacer para ajustar cada una de las láminas.

Material y métodos

2.1 Stripe Test:

El Stripe Test es un test para ajustes de láminas. Se trata de una unión de campos casi adyacentes, con separación (gap) entre ellos, de forma que el resultado después de sumar todos los campos es una imagen con mínimos equiespaciados. En este caso se trata de la suma de 9 campos iguales, cuyos centros están separados 2cm en la dirección izquierda-derecha, y el gap entre ellos es de 1 mm.

2.2 El Programa:

El programa se divide en dos bloques, en el primero necesita unas imágenes, que se exportan del programa de adquisición de imágenes del EPID. A dichas imágenes se les aplica una curva de calibración que traduce el valor de pixel a dosis, posteriormente se suman para poder obtener la imagen Stripe Test. Con las dosis utilizadas y los tiempos entre adquisiciones se comprobó que era suficiente con un ajuste lineal. [2],[3].

En la segunda parte realiza el análisis de datos. Se analiza para cada lámina, cuál es la posición de los mínimos y lo compara con el lugar donde deberían estar, y cuál es el valor del mínimo, en dosis, que compara con el valor de las zonas de mayor dosis adyacentes. Con estos datos se puede dar el valor del desplazamiento que necesita cada lámina para ser ajustada [1].

2.3 Instalación y modelización inicial.

Se necesitan una serie de medidas y procesamiento de datos iniciales.

2.3.1 Calibración en dosis del Epid: Para realizar la calibración se disparan campos 10x10 con varias unidades monitor (2UM, 5UM, 10UM, 30 UM 50 UM y 100UM). Las imágenes de los campos se abren con el ImageJ y se procesan para obtener un valor de píxel. Se hace un ajuste lineal de los valores obtenidos frente a la dosis que tenía cada campo. La pendiente y el término independiente son valores que pide el programa.

2.3.2 Calibración en distancia: Se pone un objeto radiopaco de dimensiones conocidas en el isocentro y se toma una imagen del mismo. En la imagen, se traza una línea entre dos puntos del objeto, la relación entre la distancia en mm y el número de píxeles de la línea es el valor de la variable "escala".

2.3.3 Calibración del multiláminas: Se disparan varios Stripe Test con diferente gap (0,6mm; 1mm; 2mm y 3mm). Se analizan las imágenes con el programa, en los resultados parece un factor D, relacionado con el valor medio de los mínimos. Se hace un ajuste lineal del factor D frente al valor del gap. El valor de la pendiente se introduce en el programa.

Resultados y discusión

3.1 Posicionamiento de las láminas.

Se hicieron medidas iniciales antes de ajustar las láminas, en 2 aceleradores, viendo que el banco de láminas tenían un desplazamiento global medio de 1.17mm y que la desviación estándar era de 0.3mm. Después de realizar el ajuste de las láminas, el desplazamiento global bajo a 0.20mm y la desviación estándar a 0.2mm.

3.2 Comparación con pruebas anteriores

Se compararon los resultados de este programa con un test tipo Picket Fence. En concreto, se relacionó el desplazamiento de láminas respecto a su posición teórica, con la dosis del máximo/mínimo que hay en el test Picket Fence. En un ajuste lineal de 20 datos, en tres pruebas diferentes, la media de los R² de las tres pruebas es de R² = 0,83.

En la imagen adjunta se puede observar la mejoría de los resultados en un test Picket Fence después de ajustar las láminas de los aceleradores, la imagen del test debería ser lo más uniforme posible.

3.3 Reproducibilidad

Se analizaron 8 pruebas a lo largo de 4 meses, viendo que las posiciones de las láminas de un mismo acelerador a lo largo del tiempo tenían una desviación media de 0,2mm y desviaciones máximas de 0,7mm. Al estudiar la posición relativa entre pares de láminas, la diferencia media es de 0,11mm, y diferencias máximas de 0,3mm.

Conclusiones

Este programa nos permite ajustar las láminas de un acelerador con una precisión de 0,3mm en un tiempo de 30 minutos, una vez introducidos los parámetros requeridos. También sirve para comprobar la estabilidad del acelerador de forma periódica. La forma de realizar la calibración del multiláminas tiene la virtud de que, aunque el multiláminas esté desajustado inicialmente, permite modelizar el programa y posteriormente poder calibrarlo.

Bibliografía

- [1] M. Sastre-Padro, U. A. van der Heide, and H. Wellweerd, “An accurate calibration method of the multileaf collimator valid for conformal and intensity modulated radiation treatments,” *Med. Phys.* **49** 2631-2643 (2004).
- [2] S. M. J. J. G. Nijsten, W.J. C. van Elmpt, M. Jacobs, B. J. Mijnheer, A. L. A. J. Dekker, P. Lambin, and A. W. H. Mincken, “A global calibration model for a-Si EPIDs used for transit dosimetry,” *Med. Phys.* **34** (10) 3872-3884 (2007).
- [3] P. Winkler, A. Hefner, D. Georg, “Dose-response characteristics of an amorphous silicon EPID,” *Med. Phys.* **32** (10) 3095-3105 (2005).

SEGURIDAD DEL PACIENTE EN UN SERVICIO DE FÍSICA MÉDICA. CHECKLIST DE PARÁMETROS CLAVE A SER REVISADOS ANTES DE QUE EL DOSSIER DEL PACIENTE SALGA DEL SERVICIO

Font Gómez JA, Gandia Martínez A, Jiménez Albericio FJ, Andrés Redondo MM y Mengual Gil MA

Servicio de Física y Protección Radiológica, Hospital Universitario Miguel Servet. Zaragoza.

Correspondencia: jafont@salud.aragon.es

Palabras clave: Lista, Parámetros, Chequeo

Introducción y objetivos

En aviación, quirófanos, etc. desde hace tiempo se emplean listas de chequeo de parámetros considerados importantes / vitales para ser revisados con anterioridad a la finalización del trabajo en aras de la seguridad. Ello asegura que ningún parámetro fundamental será obviado por el equipo de forma que pueda causar un problema futuro.

Material y métodos

En nuestro Servicio hemos diseñado dos hojas de chequeo (CheckList) – una para cada acelerador lineal de electrones puesto que son de diferentes marcas – que se muestran en este trabajo. Los parámetros que figuran en dichas hojas han de ser chequeados por el radiofísico responsable antes de que el dossier (Informe dosimétrico) del paciente abandone nuestro Servicio en dirección al Servicio de Oncología Radioterápica. En caso de que algún parámetro no sea apuntado como “*visto bueno*”, deberá ser revisado. Un dossier no puede salir de nuestro Sº con un “*visto malo*”. La hoja CheckList correspondiente a cada paciente será registrada en el correspondiente Informe Dosimétrico individual.

Resultados y discusión

Para el acelerador Siemens los ítems se agrupan en 3 bloques:

- Parámetros de planificación: 23 ítems
- Parámetros de exportación a red V&R: 9 ítems
- Parámetros a chequear por los TERT del Servicio: 7 ítems

Para el acelerador Elekta los ítems se agrupan en 6 bloques:

- Parámetros de planificación: 21 ítems
- Parámetros de exportación a red V&R: 3 ítems
- Parámetros de importación en red V&R: 6 ítems
- Parámetros de exportación de CONEBEAM KV: 2 ítems
- Parámetros de exportación de imagen MV: 1 ítems
- Escaneado hoja de planificación: 1 ítems

La certificación ISO 9001 conseguida por el Servicio nos permite poner en las casillas de la lista V o X teniendo que ser ésta firmada por el responsable siempre que éste sea único. En el caso de que los ítems sean revisados por personas diferentes, en las casillas deberán aparecer las siglas identificativas del trabajador. En la tabla 1 se presenta la lista checklist para el acelerador Elekta.

SEGURIDAD DEL PACIENTE EN UN SERVICIO DE FÍSICA MÉDICA. INDICADORES CLAVE

Font Gómez JA, Gandia Martínez A, Jiménez Albericio FJ, Andrés Redondo MM y Mengual Gil MA

Hospital Universitario Miguel Servet. Servicio de Física y Protección Radiológica. Zaragoza.
Correspondencia: jafont@salud.aragon.es

Palabras clave: Calidad, indicadores

Introducción y objetivos

Existen diferentes propuestas metodológicas para poner en marcha actividades de evaluación y mejora de la calidad en el ámbito sanitario. En todas ellas puede identificarse un esquema de desarrollo común con pequeñas variaciones (identificar y seleccionar un problema, medir y analizar la situación, planificar e implantar una solución y comprobar los resultados) y una continuidad cíclica de acciones que ha llevado a denominar a esta fase como Ciclo de la Mejora Continua de la Calidad. El Indicador es la expresión, fórmula o ecuación que permite cuantificar el resultado de la comprobación del cumplimiento de los criterios preestablecidos de una práctica asistencial evaluada. Es una medida (tasa, ratio, porcentaje, nº absoluto, etc.) que se usa para valorar numéricamente la calidad de los diferentes procesos asistenciales. Lo que hace el indicador es traducirnos en términos objetivos numéricos el resultado de aplicar los diferentes criterios a la práctica asistencial evaluada. Los Indicadores clave son aquellos que perduran en el tiempo monitorizando el grado de cumplimiento de los criterios en los procesos que se consideran clave en el Servicio. En el caso de nuestro Servicio, definimos Indicadores clave en el marco de la certificación ISO 9001 en el proceso de Dosimetría Clínica. Todos los problemas no tienen igual casuística ni tampoco, una vez ocurridos, tienen el mismo perjuicio para la seguridad del paciente. Hemos priorizado algunos de los problemas y se han hallado oportunidades de mejora. Por estándar se entiende el valor del indicador que deberíamos o desearíamos alcanzar de forma que en caso de no alcanzarse, será necesaria una acción de mejora.

Material y métodos

Mediante la observación y el estudio se han definido los siguientes Indicadores que monitorizan algunos de nuestros procesos:

INDICADOR 1: Valoración de encuesta de satisfacción de nuestros clientes internos (médicos facultativos de Oncología Radioterápica) en el proceso de Dosimetría Clínica. En escala de 0 (nada satisfecho) a 5 (muy satisfecho) en una serie de ítems, la valoración global debería ser superior a 3 puntos. Estándar = 3

INDICADOR 2: Valoración del tiempo medio de realización de una Dosimetría Clínica para un paciente de radioterapia externa. Dicho tiempo debería ser inferior a 7 días. El indicador es el tiempo ponderado (suma de todos los tiempos para todas las dosimetrías dividido entre el número de dosimetrías). Estándar ≤ 7 días

INDICADOR 3: Valoración del tiempo medio de realización del Informe Dosimétrico para un paciente de radioterapia externa. Dicho tiempo debería ser inferior a 4 días. El indicador es el número porcentual de dosimetrías que cumplen esta condición frente al número total de dosimetrías efectuadas para un periodo de tiempo. Estándar = 100%

INDICADOR 4: Valoración del cumplimiento y relleno de la hoja de seguimiento de semillas en Braquiterapia de baja tasa de dosis con Yodo 125. En dicha hoja de seguimiento se registra la comprobación del certificado de calibración del lote de semillas, su actividad, el número de ellas implantado, y el número sobrante para su devolución. El indicador es el número porcentual de hojas de seguimiento perfectamente completadas al alta del paciente frente al número total de hojas para un periodo de tiempo. Estándar = 100%

INDICADOR 5: Valoración del cumplimiento y relleno de la hoja de planificación en Dosimetría Clínica de pacientes en radioterapia externa. En dicha hoja se registra el TERT que ha realizado las diferentes propuestas de dosimetría, el radiofísico responsable, el radioterapeuta (con indicación de qué propuesta es la que acepta), el radiofísico responsable de la exportación al sistema de verificación y registro y el TERT que imprime la dosimetría. El indicador es el número porcentual de hojas de planificación perfectamente completadas (en cuanto a firmas y fechas) frente al número total de hojas para un periodo de tiempo. Estándar = 100%

INDICADOR 6: Valoración de las incidencias detectadas por el Servicio de Oncología Radioterápica en Dosimetría Clínica siendo responsable de ellas cualquier miembro del Servicio de Física Médica. El indicador es el número porcentual de incidencias detectadas frente al número total de Dosimetrías Clínicas efectuadas para un periodo de tiempo. Estándar = 0%

Resultados y discusión

A la hora de finalización de este trabajo tenemos valores del año 2012 de los siguientes Indicadores:

INDICADOR 1: 3.5

INDICADOR 2: **1.6 días**

INDICADOR 3: **100%**

INDICADOR 4: **100%**

INDICADOR 5: **100%**

Del Indicador 6 todavía no disponemos de datos.

Conclusiones

Mediante la monitorización de ciertos procesos se obtienen evidencias acerca de su grado de cumplimiento, siempre imprescindibles para decidir la actuación sobre dicho proceso en orden a mejorarlo (Mejora Continua de Procesos). En nuestro Servicio se han priorizado estos Indicadores en detrimento de otros que hubieran podido resultar igual o más beneficiosos en orden a adoptar actividades de mejora de la Calidad. Aunque en el año 2012 los Indicadores 1 a 5 demuestran que los objetivos de Calidad han sido satisfechos, continuaremos durante 2013 con su monitorización. A partir de ahí definiremos nuevos indicadores.

Bibliografía

[1] García Mata JR, Barrasa Villar JI. Sistemas de Calidad y Mejora Continua. Instituto Aragonés de Ciencias de la Salud. 2012

CERTIFICACIÓN ISO9001 EN EL PROCESO DE DOSIMETRÍA CLÍNICA EN UN SERVICIO DE FÍSICA MÉDICA

Font Gómez JA, Andrés Redondo MM, Gandía Martínez A, Jiménez Albericio FJ y Mengual Gil MA

Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario Miguel Servet. Zaragoza.
Correspondencia: jafont@salud.aragon.es

Palabras clave: ISO 9001, calidad, dosimetría

Introducción y objetivos

La American Society for Quality considera Calidad como la totalidad de funciones y características de un producto o servicio dirigidas a su capacidad para satisfacer las expectativas de un determinado usuario, paciente en el caso del sistema sanitario. En el Servicio de Física y Protección Radiológica del Hospital Universitario Miguel Servet, alineado con la política de Aseguramiento de la Calidad del Servicio Aragonés de Salud, se han realizado los trabajos necesarios para conseguir la certificación en garantía de calidad ISO 9001 en el proceso de Dosimetría Clínica (certificación conseguida en mayo de 2012). El objetivo de este trabajo es simplemente nombrar la serie de procedimientos que forman parte de la certificación e instrucciones técnicas (manuales acerca de cómo realizar tareas concretas) sin entrar en su detalle.

Material y métodos

En la gráfica 1 se puede apreciar que los procesos operativos clave del Servicio los hemos dividido en tres categorías: Dosimetría Clínica (dosimetría individualizada de pacientes en radioterapia, medicina nuclear y radiodiagnóstico), Dosimetría Física (control de calidad de unidades de radiación y equipamiento) y Protección Radiológica. El alcance de la certificación ha sido el primer proceso. Estamos trabajando para conseguir la certificación en los dos procesos restantes durante 2013.

La Administración, en nuestro caso el Sector Zaragoza II al cual pertenecemos, tiene elaborados una serie de procedimientos generales que son incorporados a la Certificación ISO de cada Servicio como documentos de Sector. A partir de ahí cada Servicio elabora sus propios procedimientos - que se dividen en generales y operativos, los formatos correspondientes (plantillas en blanco para el registro de información) e instrucciones técnicas.

Son requisitos indispensables de la norma ISO9001 en nuestro Servicio los siguientes:

- toda la documentación (procedimientos generales, operativos, formatos, instrucciones técnicas, etc.) ha de llevar codificación
- los procedimientos e instrucciones técnicas han de llevar firma de quién lo elabora, quién lo revisa y quién lo aprueba
- los procedimientos e instrucciones técnicas han de llevar hoja de seguimiento de nuevas versiones
- en toda la documentación ha de expresarse que toda copia de documento es copia no controlada y, por lo tanto, se corre el riesgo de no estar actualizada a la última versión
- tener registro de documentación obsoleta (no destrucción de documentos que ya no estén en vigor trazabilidad: todos los registros han de tener la firma de la persona que realiza la acción que se registra

Resultados y discusión

A continuación pasamos a listar los documentos anteriormente mencionados:

Procedimientos generales de Sector:

- MANUAL DE CALIDAD DEL SECTOR ZARAGOZA II
- AUDITORIA INTERNA
- REVISIÓN POR LA DIRECCIÓN
- CONTROL DE LA DOCUMENTACIÓN Y REGISTROS
- NO CONFORMIDADES

Procedimientos generales del Servicio:

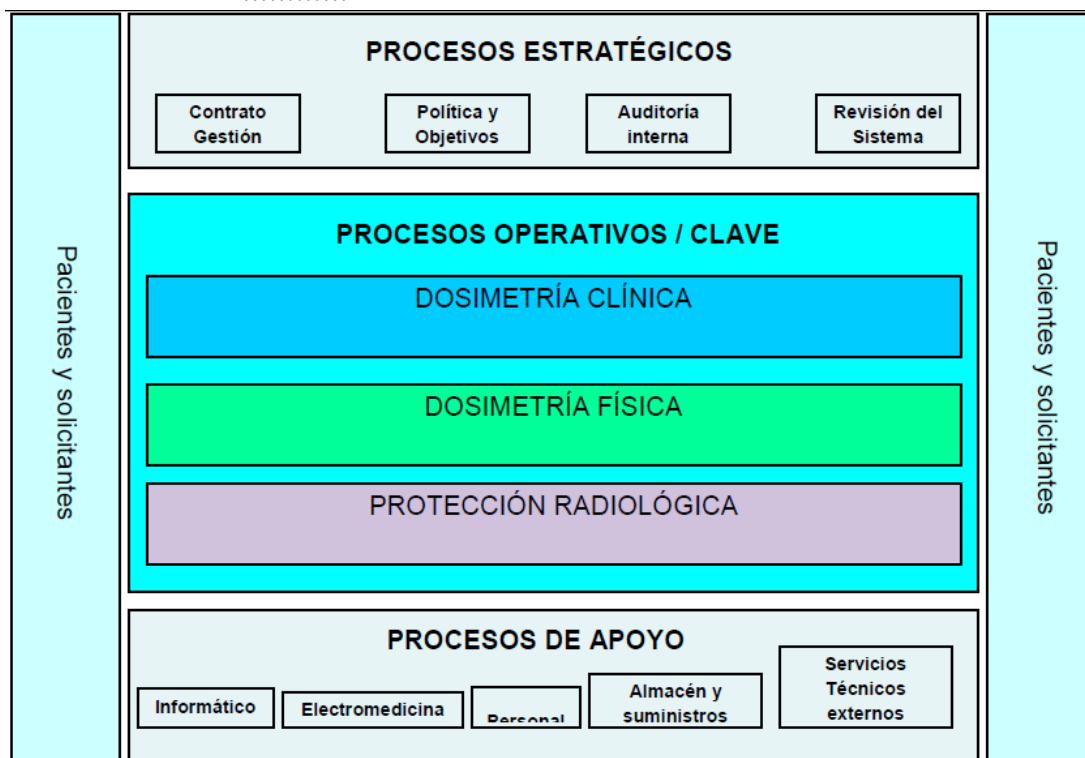
- MANUAL DE ORGANIZACIÓN DEL SERVICIO
- MANUAL GENERAL COMPLEMENTARIO (complementa al Manual de Calidad del Sector en las singularidades que el Servicio tienen frente a la globalidad del Sector)
- MANUAL DE ACOGIDA EN EL SERVICIO
- COMUNICACIÓN INTERNA
- FORMACIÓN
- GESTIÓN DEL PERSONAL
- COMPRAS Y EVALUACIÓN DE PROVEEDORES
- GESTIÓN DE EQUIPOS

Procedimientos operativos del Servicio:

- ACELERADORES: REGISTRO DE SOLICITUDES, PLANIFICACIÓN DEL TTO., INFORME DOSIMÉTRICO y FIRMA Y EXPORTACIÓN
- DOSIMETRÍA CLÍNICA EN BRAQUITERAPIA
- DOSIMETRÍA CLÍNICA EN TERAPIA SUPERFICIAL
- DOSIMETRÍA CLÍNICA EN RADIODIAGNÓSTICO
- DOSIMETRÍA CLÍNICA EN MEDICINA NUCLEAR

Instrucciones técnicas (manuales acerca de cómo realizar tareas concretas):

- DOSIMETRÍA CLÍNICA EN RADIOTERAPIA
 - ACELERADORES
 - PLANIFICACIÓN DEL TRATAMIENTO
 - Planificación de compresión medular
 -



Conclusiones

La certificación ISO 9001 en un Servicio de Física Médica aúna los esfuerzos del personal en garantizar la calidad mediante la realización y puesta en común de procedimientos, formatos, instrucciones técnicas, etc. que van a evitar, o cuando menos minorizar, la variabilidad de trabajo inter-personas. En este trabajo se muestran los documentos que nosotros hemos realizado para conseguir la certificación pudiendo cada Servicio adaptarlos a su realidad.

Bibliografía

[1] García Mata JR, Barrasa Villar JI. Sistemas de Calidad y Mejora Continua. Instituto Aragonés de Ciencias de la Salud. 2012, http://www.iso.org/iso/qmp_2012.pdf, www.aenor.es

CONTABILIDAD DE COSTES EN UN SERVICIO DE FÍSICA MÉDICA. UNIDADES RELATIVAS DE VALOR EN DOSIMETRÍA CLÍNICA EN TELETERAPIA

Font Gómez JA, Gandia Martínez A, Jiménez Albericio FJ, Andrés Redondo MM y Mengual Gil MA

Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario Miguel Servet. Zaragoza.
Correspondencia: jafont@salud.aragon.es

Palabras clave: Contabilidad, Dosimetría, Unidades, Relativas, Valor

Introducción y objetivos

La formación de responsables de unidades hospitalarias - Servicios, Secciones, Supervisión de enfermería...- en conceptos de gestión económica y clínica es fundamental para orientar su actuación hacia la consecución de resultados eficientes dentro de la organización. También es cierto que el trabajo del día a día nos absorbe de tal manera que dicha formación generalmente está al alcance de unas pocas personas. Un sencillo - aunque laborioso - comienzo en la gestión económica y clínica de nuestras unidades puede ser llegar al conocimiento del tiempo que invertimos en las tareas funcionales, teniendo que encontrarse éstas para ello bien diferenciadas, nombradas e incluso codificadas. El tiempo invertido en la realización de las tareas multiplicado por la cantidad anual de éstas nos va a indicar los recursos necesarios para conseguir nuestros objetivos. Adicionalmente, poniendo en común los valores de tiempos que aportan los integrantes de la unidad se analiza la dispersión inter-trabajadores, sus causas y posibles soluciones.

Material y métodos

Es necesario asignar valor unitario a una tarea simple que desarrolle el grupo – que llamaremos unidad de valor de referencia. A partir de ella, y por comparación, cada miembro del grupo calcula cuánto tiempo invierte en cada una de las restantes tareas respecto a la de referencia, asignando otro valor a cada una – que llamaremos unidad relativa de valor de esa tarea. En nuestro caso hemos puesto en práctica la generación de unidades relativas de valor (URV) en el proceso de dosimetría clínica en teleterapia. Por dosimetría clínica no solo entendemos el acto de planificación del tratamiento sino todo el proceso en su conjunto (tareas administrativas, gestión del dossier, planificación por TERT, verificación y firma por radiofísico, impresión del informe dosimétrico y tiempo de utilización de los recursos materiales). Se ha considerado como unidad de valor de referencia la dosimetría clínica de la próstata. Hemos diferenciado 36 grupos de planificaciones que engloban aproximadamente el 99% del total que se desarrolla en un Servicio de Física Médica como el nuestro.

Resultados y discusión

Se han asignado unidades relativas de valor a los 36 grupos que se muestran en la tabla con la diferenciación anteriormente señalada. En la tabla 1 se muestran sus valores medios seguidos de su desviación estadística.

RADIOTERAPIA EXTERNA		
	U.R.V.	D.S.
Próstata	1	0
Bazo	3	0
Cerebro	3,5	0,58
Eje Craneo - espinal	14	5
Esófago	3	0
Estómago	3,25	0,29
Extremidades (partes blandas)	3	0
Extremidades (hueso)	2	0
Glándula	1,4	0,25
Glándula + Boost	2,25	0,29
Glándula + Supra	2,8	0,50
Glándula + Supra + Boost	3,8	0,48
Glándula + MI	2,2	0,25
Glándula + MI + Boost	3	0
Glándula + MI + Supra	3,7	0,48
Glándula + MI + Supra + Boost	4,5	0,58
Hipófisis	4	0
Holocráneo	1,25	0,29
Hueso largo (pe. Fémur)	3	0
Mtx óseas	1,4	0,48
Ojo	4	0
ORL (>2 regiones)	6,5	2,50
ORL (2 regiones)	3,5	1,00
ORL (1 región)	1	0
Pelvis	1	0
Pelvis + Inguinales	3	0
Pulmón	3,5	0,58
Pulmón + Boost	4,9	0,50
Recto	2	0
Sarcoma	3	0
SRT / SBRT	5	0
Testículo	4	0
Vejiga	2	0
Vulva	2	0
Vulva + Inguinales	4	0
Otros	1	0

Conclusiones

El establecimiento de unidades relativas de valor en cualquier proceso beneficia al conjunto de trabajadores implicados en dicho proceso ya que permite conocer la dispersión de los tiempos que cada persona emplea en el desarrollo de las tareas.

Bibliografía

Catálogo URV. Radiofísica Hospitalaria. Servicio Andaluz de Salud. Año 2011.

MODELIZACIÓN DEL SISTEMA DE IMAGEN PORTAL IVIEWGT PARA APLICACIONES DE DOSIMETRÍA

Cortés Rodicio J¹, Sánchez Merino G¹, Lope Lope R¹, Ripol Valentín O², MartínGonzalez T¹ y García Fidalgo MA¹

¹Servicio de Física Médica y Protección Radiológica, Hospital Universitario de Araba. Vitoria-Gasteiz.

²Servei d'oncologia radioterápica Hospital Universitari Arnau de Vilanova. Lleida.

Correspondencia: manjon@us.es

Palabras clave: Dosimetria portal, EPID

Introducción y objetivos

En este trabajo se presenta la caracterización dosimétrica de un dispositivo electrónico de imagen portal iViewGTTM montado en un acelerador Elekta Synergy para su futura aplicación en verificación de tratamientos así como para el control de calidad del acelerador.

Material y métodos

El Hospital universitario de Araba -Sede Txagorritxu- dispone de un dispositivo electrónico de imagen portal (EPID) iViewGTTM montado en un acelerador multienergético Elekta Synergy. La adquisición de las imágenes se realizó en modo *máximo*, modo en que se acumularán *frames* durante todo el tiempo que dure la irradiación. Estas imágenes se guardan sin compresión junto con el archivo log con la información de la imagen generada. El sistema de planificación utilizado es Elekta XiO v4.64 (Elekta CMS, Maryland Heights, MO). El modelo utilizado ha sido ampliamente descrito en la literatura [1] como dosimetría en modo de *no transmisión* y se describe mediante la expresión $D_p = (G_{raw} \cdot FF) / (CF \cdot G_{trad})$ (ec.1), con la particularidad de que en el caso del iViewGTTM el plano $G_{raw}(x,y)$ no es la imagen en niveles de gris obtenida en la adquisición sino que hay que transformarla según $G_{raw} = (65535 - I(x,y)) / f$ (ec.2) siendo $I(x,y)$ la imagen obtenida con el EPID y f el parámetro *FramePixelFactor* que se facilita en el archivo log asociado en la adquisición. Para obtener los parámetros de calibración de dosis (CF), la forma de campo (FF) y el factor de demora de la imagen (G_{trad}) se sigue el procedimiento descrito en [1]. Se ha ampliado el software desarrollado en [1] con un módulo de tratamiento de las imágenes que proporciona el iViewGTTM. Para verificar el correcto funcionamiento del modelo se ha utilizado el software comercial OmniPro-I²mRT v1.7 (IBA dosimetry) para comparar el plano de dosis obtenido con el EPID con planos obtenidos con el planificador. La comparación se ha realizado mediante el análisis γ (3mm, 3%), descartando aquellas regiones en las que la dosis no supera el 10% de la dosis central.

Resultados y discusión

Se ha realizado la caracterización completa del dispositivo. Para verificar el modelo se han elegido una serie de campos de prueba con diferentes características dosimétricas y geométricas y se han comparado con los calculados con el planificador. Los resultados del análisis γ se muestran en la Tabla 1, así como los perfiles de un campo homogéneo y uno inhomogéneo (Gráfica 1).

campo	$\gamma > 1$	$\gamma > 2$
100UM - 10cm x 10cm	2,76%	1,42%
30 UM - 10cm x 10cm	3,57%	1,26%
50UM - 20cm x 20cm	1,27%	0,00%
100UM - 10cm x 10cm - colimador 45°	0,67%	0,00%
30 UM - 10cm x 10cm - Cuña Virtual 20°	n.a.	n.a.

Se observa en primer lugar la correcta estimación de la dosis en el eje para los campos homogéneos, así como una sobreestimación de ésta en la periferia de los mismos [2]. Además, los campos inhomogéneos no se pueden caracterizar siguiendo este modelo pues el parámetro *FramePixelFactor* utilizado en la ec.2 pierda el carácter de proporcionalidad dosis-nivel de gris. La falta de información por parte de la casa comercial a este respecto hace imposible la correcta caracterización de este tipo de campos.

Conclusiones

Se ha calibrado el EPID iViewGTTM del acelerador Elekta Synergy para obtener planos de dosis que se puedan comparar con los calculados con el planificador. Se ha verificado el modelo con resultados satisfactorios en campos de dosis homogénea, no así para los de distribución inhomogénea. A la vista de los resultados se utilizará este modelo como una herramienta más en el Control de Calidad de acelerador, y en la verificación de tratamientos con campos homogéneos. No obstante se seguirá trabajando en la caracterización del dispositivo

Bibliografía

- [1] O.Ripol Valentín, A. García Romero, A. Hernández Vitoria, J. Jiménez Albericio, J. Cortés Rodicio, E. Millán Cebrián, P. Ruiz Manzano, M. Canellas Anoz. Caracterización dosimétrica de un dispositivo electrónico de imagen portal (EPID) y desarrollo de un modelo simple de dosimetría portal. Rev.Fis.Med 2010;11(3):199-210
- [2] Chen J, Chuang CF, Morin O, Aubin M, Pouliot J. Calibration of an amorphous-silicon flat panel portal imager for exit-beam dosimetry. Med Phys 2006;33:584-94.

FAST IMPLEMENTATION OF RAPIDARC® IN A BUSY CENTRE

Fandiño M, Gesto C, Candal A, Díaz I, Fernández C, Izquierdo P, Poncet M, Silva MC, Soto M, Triana G, Losada C y Mariño A

Fundación Centro Oncológico de Galicia.

Correspondencia: jose.fandino@cog.es, jmflareo@gmail.com

Palabras clave: RapidArc, craniospinal, VMAT, SNC

Introducción y objetivos

In 2011, Centro Oncológico de Galicia (COG) clinically introduced RapidArc® (Varian Medical Systems) as a new radiation delivery technique for Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT). We will show our RapidArc® implementation experience as well as a summary of statistics of patients treated with RapidArc technique at COG in the first 2 years from its clinical implementation.

Material y métodos

Since 2011, about 350 patients were planned for RapidArc® including head and neck, prostate, pelvis with lymph nodes, stereotactic lung, cranio-spinal irradiation, etc. All plans were generated using Varian Eclipse Treatment Planning System (TPS) and delivered by a Varian Clinac DHX with MLC120 and on-board imager for image guidance. Pre-treatment quality assurance (QA) is performed by measuring the absolute planar dose distribution in the PTW Octavius and ArcCheck phantoms, in addition Portal Dosimetry is employed for QA.

Resultados y discusión

RapidArc delivery utilizes fewer monitor units (MUs) and is considerably faster than the corresponding Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) treatment plan while preserving treatment plan quality. Shorter treatment times have obvious advantages including better patient throughput, improved patient comfort and, possibly, less intra fractional motion. Average segmental field size or MLC leaf opening is much larger for RapidArc than Sliding Window IMRT, so RapidArc deliveries were expected to be more tolerant to variations in gantry rotation and MLC leaf position. Although the portal dosimetry was successfully validated, we are reluctant to use it as a sole means of patient QA as long as no gantry angle information is embedded.

Conclusiones

RapidArc provided a significant sparing of OARs and healthy tissue without compromising target coverage compared to IMRT, with excellent results in difficult geometry target volumes. Since RapidArc was introduced in clinical practice, results are confirming expectations and the new modality has progressively replaced IMRT in most of the clinical indications at COG.

Bibliografía

- [1] Otto, K.: Volumetric Modulated Arc Therapy: IMRT in a single arc. *Med. Phys.* 2008;35: 310-317
- [2] Cameron C. Sweeping-window arc therapy: an implementation of rotational IMRT with automatic beam-weight calculation. *Phys Med Biol* 2005; 50:4317-4336.
- [3] Palma D, Vollans E., James K., Nakano S., Moiseenko V., Shaffer R., McKenzie M., Morris J., Otto K.: Volumetric modulated arc therapy for delivery of prostate radiotherapy. Comparison with intensity modulated radiotherapy and three-dimensional conformal radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2008
- [4] Nicolini G, Vanetti E, Clivio A, Fogliata A, Korreman S, Bocanek J, Cozzi L.: The GLAaS algorithm for portal dosimetry and quality assurance of RapidArc, an intensity modulated rotational therapy. *Radiat. Oncol.* 2008; 9:3-24
- [5] Nicolini G., Clivio A., Fogliata A., Vanetti E., Cozzi L.: Simultaneous integrated boost radiotherapy for bilateral breast. A treatment planning and dosimetric comparison for volumetric modulated arc and fixed field intensity modulated therapy. *Radiat. Oncol.* 2009; 4:27
- [6] Chin Loon Ong, Johan P. Cuijpers, Suresh Senan, Ben J. Slotman, and Wilko F. A. R. Verbakel: Impact of the calculation resolution of AAA for small fields and RapidArc treatment plans. *Med. Phys.* 38, 4471 (2011)
- [7] D. A. Palma, W. F. Verbakel, K. Otto, and S. Senan, "New developments in arc radiation therapy: A review," *Cancer Treat Rev.* 36, 393–399 (2010).
- [8] C. C. Ling, P. Zhang, Y. Archambault, J. Bocanek, G. Tang, and T. Losasso, "Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 72(2), 575–581 (2008).

- [9] E. Vanetti, A. Clivio, G. Nicolini, A. Fogliata, S. Ghosh-Laskar, J. P. Agarwal, R. R. Upreti, A. Budrukkar, V. Murthy, D. D. Deshpande, S. K. Shrivastava, K. A. Dinshaw, and L. Cozzi, “Volumetric modulated arc radiotherapy for carcinomas of the oropharynx, hypo-pharynx and larynx: A treatment planning comparison with fixed field IMRT,” *Radiother. Oncol.* 92, 111–117, (2009).
- [10] W. F. A. R. Verbakel, J. P. Cuijpers, D. Hoffmans, M. Bieker, B. J. Slotman and S. Senan, “Volumetric intensity-modulated arc therapy vs. conventional IMRT in head-and-neck cancer: A comparative planning and dosimetric study,” *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 74(1), 252–259, (2009).

VERIFICACIÓN Y ANÁLISIS DEL POSICIONAMIENTO DE UNA FUENTE DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS DENTRO DE UN APLICADOR GINECOLÓGICO FLETCHER INTERSTICIAL UTRECHT TC/RM

Penedo Cobos JM, García Castejón MA, Huertas Martínez C, Gomez-Tejedor Alonso S, Rincón Pérez M, Luna Tirado J y Pérez Casas, AM

Servicio de Radioterapia. Fundación Jiménez Díaz. Grupo Capio. Madrid.
Correspondencia: jmpenedo@fjd.es

Palabras clave: Aplicador, braquiterapia, control de calidad, posicionamiento, fuente

Introducción y objetivos

Los aplicadores son guías por las que circulan y se sitúan las fuentes de braquiterapia dentro del paciente. Los aplicadores pueden sufrir deformaciones mecánicas debido a procesos de esterilización o golpes, lo que puede provocar que la fuente no se coloque dentro de éstos de una manera precisa y coincidente con la planificada. En estos casos el tratamiento planificado se desviará del realmente administrado [1]. El objeto de este estudio es verificar que la posición de la fuente dentro del aplicador coincide con la posición planificada, con un procedimiento que se describe a continuación.

Material y métodos

El equipo de braquiterapia es un equipo de carga diferida Microselectron v3 de Nucletron con una fuente encapsulada de ^{192}Ir de 4.5 mm de longitud. Los aplicadores objeto de estudio son aplicadores ginecológicos tipo Fletcher, diseñados específicamente para el tratamiento del carcinoma de cérvix y endometrio. Están contruidos con materiales plásticos y fibra de vidrio, para eliminar los artefactos en el TC y RM. El conjunto de aplicadores ginecológicos incluye cilindros, ovoides vaginales de diferentes diámetros y sondas intrauterinas de diferentes curvaturas que permiten adaptarse a la anatomía del paciente. Estos aplicadores se conectan al Microselectron mediante tubos de transferencia. Cada aplicador tiene asociado un catéter radiográfico, formado por una guía de marcas radiopacas separadas una determinada distancia, estos catéteres se introducen en los aplicadores cuando se realiza un TC de planificación al paciente. Las marcas radiopacas representan posiciones de parada de la fuente dentro del aplicador y sirven para reconstruir los aplicadores en el sistema de planificación. El pomo del catéter radiográfico se ha diseñado de manera que solo se ajusta al tubo correcto. Para la verificación del posicionamiento de la fuente se ha seguido un proceso de 2 pasos: En primer lugar se fija una película radiográfica X-Omat V a una bandeja de metacrilato y, sobre ésta, se pega con cinta aislante el aplicador sujeto a estudio. Se tiene que tener especial cuidado a la hora de fijar el aplicador sobre la placa, de forma que tenga el mayor contacto posible con la superficie. En el aplicador se ha introducido previamente el catéter radiográfico correspondiente. A continuación se irradia este montaje con un equipo de rayos X de kilovoltaje a una distancia fuente-placa de 100 cm y con la siguiente técnica: 70 kVp y 300 mAs. En segundo lugar se traslada el montaje a la unidad de tratamiento de braquiterapia, se quita el catéter radiográfico y se irradia, programando posiciones de parada coincidentes con determinadas posiciones de las marcas radiopacas. Estas posiciones son la más distal y 4 posiciones más a intervalos de 10 mm [2]. Se ha programado un tiempo de parada de la fuente en cada posición de 2s. Finalmente se revela la placa y se observa que se puede distinguir perfectamente las marcas radiopacas, superpuestas con las imágenes de las autoradiografías de la fuente. Se mide la diferencia entre los centros de dichas marcas radiopacas y los centros de las imágenes de las autoradiografías de la fuente en cada posición de parada. Se repite el proceso para todos los aplicadores de uso clínico.

Resultados y discusión

Las diferencias medidas en las posiciones estudiadas dentro de los aplicadores analizados han sido menores de 2 mm. En nuestra opinión, es aceptable si se tiene en cuenta que las mayores desviaciones las hemos observado en los tramos curvos los aplicadores, en los que el aplicador no estaba totalmente paralelo a la superficie de la placa. Según [1], la tolerancia para esta prueba es de ± 1 mm, pero por nuestra experiencia, esta tolerancia es difícil de conseguir en todas las posiciones, por lo tanto seguimos el criterio de ± 2 mm [3,4]. Para que haya una correcta visualización de las marcas radiopacas y de las imágenes de las autoradiografías, puede ser necesario variar el tiempo de parada de la fuente, ya que la actividad de la fuente varía también.

Conclusiones

La fuente de braquiterapia se coloca de una manera precisa y coincidente con la planificada, dentro de la tolerancia establecida, en los aplicadores analizados. Antes de utilizar clínicamente un aplicador de braquiterapia es necesario, entre otras pruebas de control de calidad, realizar un análisis del posicionamiento de la fuente dentro de dicho aplicador. Se ha fijado una periodicidad para esta prueba de tal manera que en un cuatrimestre se hayan verificado todos los aplicadores de uso clínico. También habrá que verificar un aplicador si se tiene la sospecha de que ha podido sufrir algún tipo de deformación.

Bibliografía

- [1] J. Pérez Calatayud, R. Arrans Lara, J.M. De Frutos Baraja. Calibración, Matrices de dosis y Control de Calidad en Braquiterapia. Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM. Revista Física médica. 2000.
- [2] Conjunto de aplicador de TC/RM Fletcher intersticial Utrecht. Manual de Usuario.
- [3] Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. OIEA. 2000
- [4] Subir Nag, M.D. High Dose Rate Brachytherapy. A text book. M.D. Arthur G. James cancer Hospital and research Institute .Ohio State University. Columbus, Ohio

ESTRATEGIA PARA LA PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS RADIOTERÁPICOS DE PACIENTES CON PRÓTESIS DE CADERA. SOLUCIÓN DE INTENSIDAD MODULADA

Puértolas Hernández JR, Iriando Igerabide U, Lozano Flores FJ, Pino León C y Larretxea Etxarri R

Hospital Donostia. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. San Sebastián. Guipúzcoa.

Correspondencia: joseramon.puertolashernandez@osakidetza.net

Palabras clave: Radioterapia, IMRT estática, prótesis de cadera cáncer de próstata.

Introducción y objetivos

Los tratamientos radioterápicos de pacientes con prótesis de cadera, en nuestro caso próstatas, presentan la complejidad asociada a la presencia de una inhomogeneidad de alto número másico: artefactos en las imágenes TC, atenuación de los haces, efectos de interfase hueso-metal, producción de rayos gamma por interacción de neutrones para haces de fotones de más de 10 MV...[1] Algunos planificadores tienen en cuenta la atenuación del haz conocida la composición de la inhomogeneidad [1], pero, al menos en nuestro caso, con limitaciones. Nuestro planificador permite asociar densidades másicas relativas a regiones de interés en el rango [0.00121, 2.83]. Para números Hounsfield superiores a 2832 el medio se considera hierro[2]. El artefacto de las imágenes CT supone pérdida de calidad diagnóstica[1] y valores de la matriz de densidad distintos a los deseados. Además, un posicionamiento del paciente con imagen portal o tomografía de haz cónico de kilovoltaje también presentará artefacto. Si bien se pueden evaluar las perturbaciones en las distribuciones de dosis debidas a las prótesis [3], otra opción es usar sólo aquellos haces que evitan entrar por la prótesis según se ve en la vista desde el haz (BEV). Sí es aceptable un haz de salida que no evite la prótesis. Pero, puede suponer no cumplir los límites de dosis en órganos de riesgo, especialmente si las prescripciones son de dosis altas. Un caso especialmente complicado es el de pacientes con dos prótesis de cadera si se tienen que eliminar ambos haces laterales[4]. La radioterapia de intensidad modulada (IMRT) puede ofrecer mejores planes, definiendo la prótesis como estructura crítica a la que limitar la dosis[5]. En nuestro caso, en el último año hemos realizado cinco planificaciones de casos con prótesis de cadera, y un caso con dos prótesis (bilateral). Presentamos la estrategia que utilizamos para la realización de estas planificaciones.

Material y métodos

En todos los casos se realiza estudio TC de 2,5 mm. de separación entre cortes en la reconstrucción, en escáner GE Light Speed RT16. Paciente en posición decúbito supino con inmovilización bajo rodillas y pies Combifix de CIVCO medical solutions. Además de los volúmenes clínicos usuales, se define una región que engloba las zonas de muy baja densidad asociadas al efecto del artefacto. A esta región se le designará una densidad másica de 1.0 g/cm³ que representa una mezcla adiposo-tejido. De esta forma se minimiza el efecto del artefacto, aunque no se evita el patrón tipo rayas en estrella. También se definen los volúmenes prótesis, prótesis más margen de 7 mm. y prótesis más margen de 1 cm. Así como los volúmenes auxiliares típicos para la planificación con técnica de intensidad modulada. La planificación del tratamiento se lleva a cabo con el software Oncentra[®] Master Plan v 4.1. Técnica IMRT método de colimación estático sMLC, y fotones de 6 MV. Al no utilizar fotones de energías superiores a 10 MV se evita la producción de rayos gamma por interacción de neutrones. Para elegir las incidencias de los haces tenemos dos opciones:

- 1) Elegir incidencias que eviten la entrada por prótesis, normalmente cinco o siete.
- 2) Elegir incidencias que no eviten la entrada por prótesis. Como las planificaciones de técnica IMRT sin prótesis.

En ambos casos, se limita la dosis a las estructuras prótesis y prótesis más margen. Normalmente, si se tiene prótesis, es óptima la primera opción, pero, en algunos casos, en función de la posición relativa de la prótesis respecto al volumen de planificación (PTV), o en el caso de un paciente con dos prótesis (bilateral), es mejor la segunda opción e incluso puede ser conveniente tener una incidencia lateral. Supone que el límite de dosis a las estructuras prótesis y prótesis más margen, debe ser suficiente como para no tener segmentos entrando por la prótesis, según se ve desde el haz (BEV). También se optimizan los segmentos resultantes, eliminando los que inciden en prótesis o modificando la posición de algunas de sus láminas.

Resultados y discusión

Incidencias (ángulo de brazo) típicas para próstatas sin prótesis:

5 campos: 0°, 72°, 144°, 216°, 288°

7 campos: 0°, 52°, 104°, 156°, 204°, 256°, 308°

Incidencias (ángulos de brazo) de algunos de nuestros casos con prótesis:

Caso 1: 0°, 54°, 100°, 162°, 215° (prótesis derecha)

Caso 2: 15°, 145°, 180°, 240°, 270°, 300°, 330° (prótesis izquierda)

Caso 3: 10°, 150°, 180°, 230°, 265°, 315°, 350° (prótesis izquierda)

Caso 4: 0°, 144°, 216°, 288° (prótesis izquierda)

Incidencias, segmentos y unidades monitoras del caso con dos prótesis:

Ángulo de brazo (°):	0	52	104	156	204	256	308
Nº de segmentos:	7	3	5	4	5	5	3
Unidades monitoras:	149	33	52	51	116	35	23

Los tratamientos se realizan en un acelerador ARTISTE™ de Siemens Healthcare, colimador multiláminas 160 MLC. La comprobación del posicionamiento se realiza con imágenes portales ortogonales, y en algunos casos, con marcadores fiduciales, tomografía de haz cónico, con software RT Therapist 4.1. Tanto las imágenes portales como las tomografías se realizan con fotones de energía 6 MV, lo cual evita los artefactos en la imagen típicos del kilovoltaje.

Conclusiones

Comparativamente, para planificaciones con incidencias de haces que eviten entrar por la prótesis, en todos nuestros casos, y especialmente en aquellos con prescripciones de dosis de 76 Gy, la planificación con técnica de intensidad modulada permite mejores resultados en cuanto a la conformación y a cumplir los límites de dosis a órganos de riesgo, que con técnicas convencionales 3D. En algún caso, especialmente si hay dos prótesis, no sería posible conseguir una planificación aceptable evitando las incidencias que entran por las prótesis.

Bibliografía

- [1] Reft C, Alecu R, Das IJ, Gerbi BJ, Keall P, Lief E, et al. Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63. American Association of Physicist in Medicine. 2003.
- [2] External Beam-Dose Calculation Algorithms. En: Physics and Algorithms, cap5. Oncentra® External Beam v4.1 Oncentra® Brachy v 4.1. REF 170.730. Nucletron B.V.
- [3] Castro Novais J, Rodríguez Rodríguez C, Cabello Murillo E, Fernández Letón P, Pérez Moreno JM, López Fernández A, et al. Perturbación introducida en la distribución de dosis por una prótesis de Co-Cr-Mo. Rev Fis Med 2009;10(3):167-172.
- [4] Fattahi S, Ostapiak OZ. An opposed matched field IMRT technique for prostate cancer patients with bilateral prosthetic hips. Journal of Applied Clinical Medical Physics, vol 13,nº1, 2012.
- [5] Kung JH, Reft C, Jackson W, Abdalla I. Intensity-modulated radiotherapy for a prostate patient with a metal prosthesis. Medical Dosimetry, vol 26,nº4 pp 305-308, 2001

SISTEMA PARA RECÁLCULO Y EVALUACIÓN DE DOSIS A PACIENTES TRAS VARIACIONES ANATÓMICAS EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA

Benito Bejarano M.A y Sáez Beltrán F

Servicio de Radiofísica. Complejo Asistencial de Zamora. Hospital Provincial, Zamora.
Correspondencia: mbenitob@saludcastillayleon.es

Palabras clave: Fusión, adaptativo, simulación, recálculo.

Introducción y objetivos

En los tratamientos con radioterapia externa, debido a cambios en la anatomía del paciente (en general, por pérdida o ganancia de peso) puede ser necesaria la repetición del TAC de simulación transcurridas unas semanas desde el inicio del tratamiento, para poder evaluar el impacto dosimétrico. En este trabajo utilizamos un módulo de fusión multimodal para registrar el estudio de simulación original con otro obtenido durante el tratamiento, calcular la variación de la dosimetría con los cambios anatómicos que sufre el paciente durante el mismo y, si es necesario, adaptar el plan de tratamiento.

Material y métodos

Se ha utilizado el conjunto de planificación/simulación virtual XiO/Focal (Elekta). El TAC de resimulación deberá hacerse en la misma posición y con los mismos inmovilizadores y marcas radioopacas que el inicial, aunque en localizaciones de cabeza y cuello a menudo es imposible mantener la máscara original, debido a la falta de ajuste por la pérdida de peso. Las imágenes se importan en Focal y se utiliza el módulo de fusión para registrar ambos estudios. Una vez hecho el registro, se copian los volúmenes objetivo (PTV) y los de los órganos de riesgo (OAR) del estudio inicial al nuevo. El oncólogo radioterápico verifica que la fusión se ha hecho de forma correcta, y si es necesario modificará los volúmenes copiados. El siguiente paso es determinar la posición del isocentro en el nuevo estudio para poder situar los campos de tratamiento en posición para el recálculo. En el caso de pacientes con marcas sobre la piel (tatuajes), el punto de origen de coordenadas se mantiene, con lo cual las coordenadas de isocentro se calculan fácilmente restándoles los desplazamientos. Esta forma de actuar es válida cuando el registro de las imágenes requiere únicamente traslaciones. En XiO, en el nuevo estudio se crean los puntos origen e isocentro con las coordenadas obtenidas, y se sitúan los campos del tratamiento. En el caso de no tener marcas de origen fijas para ambos estudios (como es el caso de un paciente de cabeza y cuello al que se le hace una máscara nueva, cambiando con ella las marcas), se requiere un proceso más laborioso para obtener los puntos en el nuevo estudio. Además, al hacer la máscara nueva, es muy difícil que la posición de la cabeza quede exactamente igual, con lo cual el registro necesitará rotaciones además de traslaciones. A partir de la matriz de transformación afín generada por Focal, que engloba dichas traslaciones y rotaciones, se pueden calcular las coordenadas del isocentro en el estudio nuevo. Todas las operaciones pueden ser realizadas mediante una hoja de cálculo creada para ello. Una vez obtenidos los puntos de isocentro del plan, se sitúan los campos del tratamiento inicial que habían sido previamente guardados como una plantilla. Se comparan las dosis, y si es necesario se pueden adaptar pesos, conformaciones u otros parámetros de los haces.

Resultados y discusión

Si bien existen programas comerciales diseñados específicamente para realizar cálculos de radioterapia adaptativa, el módulo de fusión multimodal de Focal complementado con una hoja de cálculo permite realizar de forma sencilla el mismo proceso. Una vez situados los puntos de referencia y los haces de tratamiento sobre el nuevo estudio, se pueden evaluar tanto las isodosas sobre los cortes de TAC así como los histogramas dosis-volumen. XiO no permite comparar planes de tratamiento correspondientes a estudios distintos, lo cual dificulta la evaluación, aunque se pueden exportar los datos en DicomRT para evaluarlos con una herramienta de código abierto como DicomPyler. Actualmente estamos desarrollando un software propio que permita superponer las matrices de dosis generadas por XiO para realizar la comparación de forma más precisa. En el caso en que el registro de ambos estudios requiera rotaciones en los tres ejes, la adaptación del plan es más compleja, ya que es necesario modificar los ángulos de gantry, colimador y mesa. En el caso de estudios que presentan un cabeceo significativo respecto al original, obliga a introducir campos no coplanares con distintos ángulos de mesa, lo cual incrementa el tiempo de tratamiento para entrar a girar la misma en la unidad. Por ello hay que hacer especial énfasis en la simulación para conseguir en la medida de lo posible que las rotaciones del segundo estudio respecto del original sean despreciables.

Conclusiones

Se ha desarrollado un sistema que permite evaluar el efecto dosimétrico de la variación de contorno del paciente, así como compensarlo. Con una buena coordinación entre el personal de Simulación, Oncología

Radioterápica y Radiofísica, se puede realizar la adaptación del plan dentro de un plazo de una hora después de haber obtenido las imágenes, permitiendo aplicarla en la sesión de ese mismo día. Deberá intentarse por todos los medios que el paciente en el nuevo estudio no esté rotado, ya que esto incrementa la complejidad de la evaluación y sobre todo de la adaptación del plan de tratamiento.

ANÁLISIS DE LA SENSIBILIDAD DE UN DETECTOR DE MEDIDAS DIARIAS PARA CONTROL DE LA CONSTANCIA DE LA ENERGÍA DE UN HAZ DE FOTONES

Luquero Llopis N, Huerga Cabrerizo C, Ferrer Gracia C, Sánchez Muñoz FJ, Corredoira Silva E y Serrada Hierro A

Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz, Madrid.
Correspondencia: nailullos@hotmail.com

Palabras clave: Sensibilidad, TPR, Fotones

Introducción y objetivos

El protocolo de control de calidad de aceleradores de electrones para uso médico [1] establece el $TPR_{20,10}$ como parámetro descriptor de la calidad de un haz de fotones de alta energía y propone una tolerancia de la variación de dicho parámetro del 2%. El documento propone una verificación mensual de la calidad del haz con maniquí sólido y un control diario de la constancia de la calidad del haz mediante un sistema de verificación rápida. El objetivo del presente trabajo es comprobar que nuestro equipo de verificación diario es suficientemente sensible para detectar valores de la calidad del haz fuera de tolerancias, tal y como lo haría una cámara de ionización en un maniquí sólido.

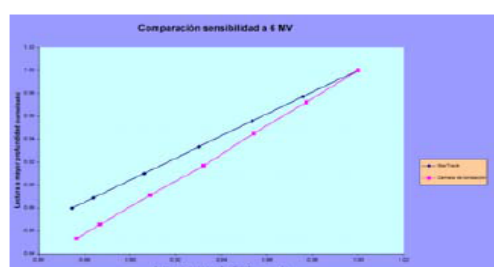
Material y métodos

El detector de medidas diarias StarTrack (IBA, Alemania), está constituido por 423 cámaras de ionización plano paralelas, con un diámetro de 3 mm y 5 mm de altura y con un volumen sensible de 0.035 cm³. Las cámaras están situadas a lo largo de los ejes principales y de las diagonales. Además de tener 4 filas de detectores dedicadas a la verificación del MLC, el equipo cuenta con 10 cámaras adicionales para un control de la constancia de la energía del haz. La verificación de la constancia de la energía, está basada en la colocación de una lámina de 2 cm de espesor de material x, en la que están inmersos 8 cilindros de Pb, 4 de 5mm de espesor y otros 4 de 10mm, repartidos por los 8 octantes de la lámina, de manera que cubran 8 de los 10 detectores destinados a la medida de la energía. El software asociado al equipo, Omnipro Advance 1.0, registra dos valores de referencia en % cuando se realiza la calibración del equipo.

Uno de esos valores se corresponde a la media de la dosis registrada por los 4 detectores que están bajo los 5mm de Pb dividido por la dosis de los detectores centrales que miden la dosis absoluta. El otro valor es la media de la dosis registrada por los detectores que se encuentran bajo los 10mm de Pb también dividido por la dosis absoluta. Cuando alguno de estos dos valores se encuentra fuera de la banda de tolerancia, el equipo notifica que existe un error en la energía. Se han realizado medidas con el equipo modificando la calidad del haz mediante la interposición de láminas de Cu, a una distancia fuente-detectores de 100cm. El tamaño de campo necesario para incluir los detectores que registran la energía del equipo es de 20cmx20cm, por lo que se ha utilizado este mismo tamaño de campo para realizar la comparación con las medidas del $TPR_{20,10}$, obtenidas utilizando una cámara Farmer en RW3 variando la calidad del haz con las mismas láminas de Cu.

Resultados y discusión

Los valores obtenidos con el StarTrack se han pasado a dosis y se han normalizado al valor sin ningún tipo de filtración. Los valores obtenidos en el cálculo del $TPR_{20,10}$ también se han normalizado al valor sin filtración. Representando en el eje de abscisas los valores de los detectores situados a profundidad de 5 mm de Pb y 10 cm de RW3, y en el eje de ordenadas los valores de los detectores situados a la profundidad de 10 mm de Pb y 20cm de RW3, obtendremos dos rectas cuyas pendientes hacen referencia a la sensibilidad del sistema a cambios de la energía del haz. El sistema con mayor pendiente será el más sensible a cambios de calidad del haz. La cámara en RW3 resulta más sensible que el sistema del Startrack. En el cálculo del $TPR_{20,10}$ con la cámara de ionización, se observa que cuando se interponen más de 4 mm de Pb entre el haz y el detector, el valor del $TPR_{20,10}$ no cumple la tolerancia, mientras que el equipo StarTrack no muestra este grado de dispersión respecto a un haz sin filtrar, no observándose el incumplimiento de la tolerancia.



Conclusiones

La sensibilidad del sistema StarTrack con filtro de energía para la detección de la variación de la calidad del haz, es visiblemente inferior a la de la cámara en RW3, con lo que se hace necesario disminuir en extremo el valor de la tolerancia que aplicamos al software del equipo, para que notifique un cambio en energía con una sensibilidad semejante a la de la cámara.

Bibliografía

[1] Sociedad Española de Física Médica. Protocolo de control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico”. Madrid: Aula Documental de Investigación; 2009.

INTERRUPCIONES DE TRATAMIENTO: ESTADÍSTICA, CAUSAS Y MANEJO EN UN SERVICIO DE RADIOTERAPIA

Ferrando Sánchez A, Milanés Gaillet AI, Eugui Martínez R y Crespo Díaz MP

Servicio de Oncología Radioterápica, H.U. "12 de Octubre", Madrid.

Correspondencia: aferrando.hdoc@gmail.com

Palabras clave: interrupción de tratamiento, control tumoral, carcinoma escamoso, repoblación tumoral

Introducción y objetivos

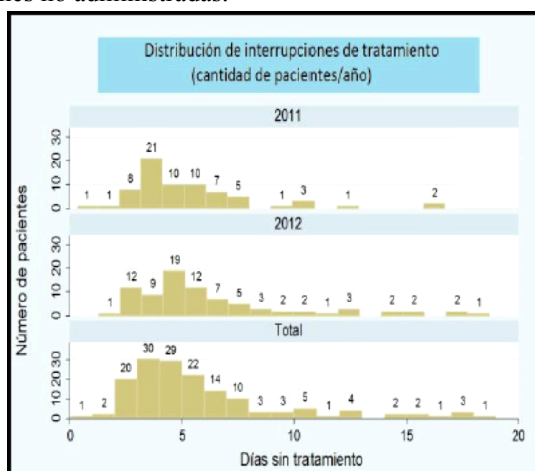
A pesar de la máxima clínica de administrar la dosis prescrita en un tiempo determinado, las interrupciones del tratamiento en la práctica son inevitables. En tumores de rápida repoblación hay evidencia de que la prolongación del mismo conlleva pérdida de control tumoral [1]. Se ha realizado seguimiento de dos de estas patologías: cáncer escamoso de cabeza y cuello (CECC) y carcinoma pulmonar no microcítico (CPNM) a lo largo de 2011 y 2012 para evaluar tanto la cantidad de paradas de tratamiento como el motivo de las mismas y su gestión.

Material y métodos

El estudio se ha centrado en uno de los aceleradores lineales Mevatron Primus® de Siemens de los que dispone nuestro servicio bajo la red de registro y verificación Mosaiq® de Elekta. Este software permite llevar seguimiento de las sesiones de tratamiento administradas, codificar peculiaridades de cada una de ellas, obtener informes filtrados, visualizar notas y la existencia o no de acciones correctivas sobre el calendario inicial. Se han determinado los días en que hubo festividad, mantenimiento de máquina, avería, controles de calidad u otras incidencias para así catalogar retrospectivamente el motivo de cada día sin tratar de los pacientes con CECC y CPNM, primera categoría de priorización [2,3]. Todo ello ha conformado una base de datos plana. Finalmente, se ha utilizado el software Stata® para el manejo, análisis estadístico y representación de resultados.

Resultados y discusión

Se han registrado un total de 153 pacientes de CECC y CPNM en nuestro centro. La duración promedio prescrita inicialmente fue de 33 ± 4 ($k=1$) sesiones bajo un fraccionamiento diario. La distribución de la cantidad de días sin tratamiento por paciente (ver figura) presenta asimetría positiva con colas a la derecha, donde se sitúan principalmente pacientes con descanso por toxicidad. El 68% de ellos tiene entre 1 y 5 días de parada, el 23% entre 6 y 10 días y el 9% restante más de 10 días. Mediana de 4 días y promedio de 5 ± 4 ($k=1$) días. Esto conlleva un intervalo de pérdida de control tumoral local estimado entre el 1 y el 13% (a razón de 1.4% por cada día sin tratamiento [1]). En total fueron 816 las sesiones no administradas, cuyas causas han sido categorizadas y contabilizadas (ver tabla). Predominan los días no laborables y los mantenimientos de máquina. Las averías representan un 12% de las sesiones no administradas.



Causas de las interrupciones	2011	2012	Total	RCR guidelines
Relacionadas con el departamento				
<i>Planeadas</i>				
Festividades/días no laborables	43.8 %	37.1 %	39.8 %	39 %
Mantenimientos o controles de calidad de la máquina	26.6 %	32.8 %	30.3 %	35 %
<i>No planeadas</i>				
Averías	9.7 %	13.2 %	11.8 %	9 %
Relacionadas con el paciente				
Toxicidad (parada clínica)	18.1 %	15.1 %	16.3 %	8 %
No se presentó	1.8 %	1.6 %	1.7 %	4 %
Desconocida	0.0 %	0.2 %	0.1 %	5 %
TOTAL paradas	331	485	816	-

Por último, en un 3.3% de los pacientes se tomaron acciones correctivas para compensar la prolongación del tiempo total de tratamiento; la opción clínica adoptada fue añadir una sesión al final. Existencia de días festivos o fines de semana, centros con una única unidad de tratamiento, sobrecarga de agendas tanto médica como de máquina... la falta de recursos y logística dificultan la implementación de algunas propuestas de compensación en nuestro país [4]. En el Reino Unido la publicación de guías para la gestión de interrupciones de tratamientos con intención radical en radioterapia ha conllevado en la mayoría de

centros la implementación de protocolos de actuación para compensar o evitar dichas interrupciones. Sucesivas auditorías corroboran una mejora en los indicadores de calidad evaluados [3].

Conclusiones

Las interrupciones de tratamiento son inevitables, atienden a factores asociados a la jornada laboral; días festivos y mantenimientos explican más de un 70% de las paradas. A falta de informes análogos aportados por otros centros nacionales, son escasas las acciones compensatorias que evitan el detrimento clínico derivado de la prolongación del tiempo total de tratamiento prescrito. Se sugiere la confección de guías similares a las del RCR e implementación de auditorías con objeto de evaluar la situación actual del manejo de las interrupciones en nuestro país y adoptar un compromiso de mejora continua para este aspecto de la práctica clínica.

Bibliografía

- [1] Bese NS, Hendry J, Jeremic B. Effects of prolongation of overall treatment time due to unplanned interruptions during radiotherapy of different tumor sites and practical methods for compensation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2007 Jul 1;68(3):654-61.
- [2] The Royal College of Radiologists. Guidelines for the Management of the Unscheduled Interruption or Prolongation of a Radical Course of Radiotherapy, 2nd edition. London, 2002.
- [3] The Royal College of Radiologists. The timely delivery of radical radiotherapy: standards and guidelines for the management of unscheduled treatment interruptions, 3rd edition. London, 2008.
- [4] Dale RG, Hendry JH, Jones B, Robertson AG, Deehan C, Sinclair JA. Practical methods for compensating for missed treatment days in radiotherapy, with particular reference to head and neck schedules. *Clin Oncol.* 2002 Oct;14(5):382-93.

CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA DE IMAGEN POR ECOGRAFIA RECTAL PARA IMPLANTES DE SEMILLAS DE PRÓSTATA DE BAJA TASA

Luquero Llopis N, Ferrer Gracia C, Huertas Martínez C, Huerga Cabrerizo C, Corredoira Silva E y Serrada Hierro A

Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz, Madrid.
Correspondencia: nailullos@hotmail.com

Palabras clave: Ultrasonidos, semillas, implante.

Introducción y objetivos

El cáncer de próstata es el tipo de cáncer más frecuente en la población masculina. Una alternativa a la prostatectomía radical es el implante permanente de semillas radiactivas en el interior de la próstata para administrar una alta dosis a la glándula prostática evitando una irradiación excesiva de la uretra, recto y vejiga. Presenta además otras ventajas como que no produce incontinencia urinaria y preserva la función eréctil en mayor porcentaje de pacientes. En nuestro hospital se realizan este tipo de tratamientos mediante un sistema de sonda transrectal ecográfica como sistema de imagen, el programa Spot Pro de Nucletrón para la planificación de la dosimetría y el SeedSelectron de Nucletrón para la dispensación automática de las semillas. Para la realización de un buen tratamiento es necesario controlar y verificar los parámetros del sistema de imagen, del planificador y del dispensador automático de semillas, así como también la actividad de las semillas incluidas en el tratamiento. En este trabajo, el objetivo es centrarnos en la evaluación del sistema de imagen utilizado en los implantes de próstata de baja tasa que se realizan en nuestro hospital, para obtener el máximo control en la colocación de las semillas en el paciente y por tanto de la dosimetría realizada.

Material y métodos

En los implantes de próstata de baja tasa realizados se utiliza un escáner de ultrasonidos Hitachi EUB- 7000HV, con una sonda transrectal EUP-U533 que cuenta con un transductor axial en el extremo y otro sagital a continuación del transductor axial y que tiene una longitud de 7.6 cm. La sonda se acopla a un mecanismo de rotación que está controlado por el programa Spot Pro de Nucletrón [1] en el que además se realiza la dosimetría. El motor hace girar la sonda sobre sí misma barriendo un ángulo determinado y obteniendo imágenes 2D axiales que usará el Spot Pro para reconstruir la imagen en 3D. El conjunto de la sonda y el motor se anclan sobre un pedestal al que también irá anclada la rejilla real. Estos tres elementos quedarán fijos una vez se introduzca la sonda en el paciente, pudiendo realizar solamente movimientos longitudinales en pasos de 5mm, controlados manualmente por el médico. Se usarán, una cuba llena de agua de dimensiones 25cmx25cmx40cm, la rejilla utilizada habitualmente para nuestros tratamientos y algunas agujas del tipo de las que se usan en los implantes. Con estos medios se verificarán:

- 1º-La coincidencia entre la rejilla real y la rejilla virtual del ecógrafo
- 2º-La coincidencia entre la rejilla virtual de ecógrafo y la rejilla virtual del SpotPro
- 3º-Que la profundidad de colocación de las agujas es la correcta.

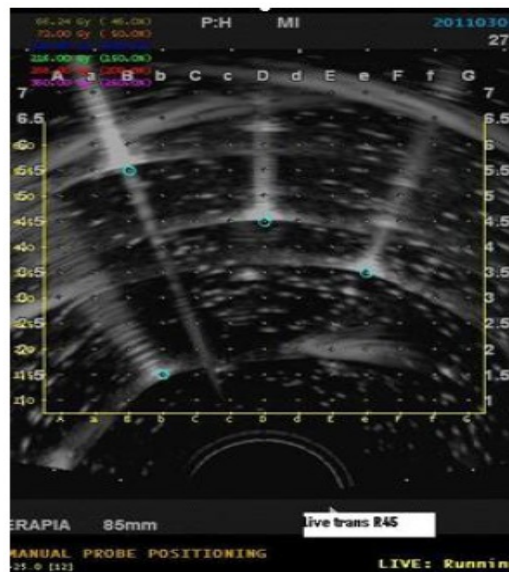
El control de los puntos 1ºy 2º evita las posibles desviaciones sistemáticas de la dosimetría en los ejes x e y. Además permite evaluar el estado del transductor axial y de la reconstrucción en 3D realizada por el Spot Pro. El control del tercer punto trata de evitar las desviaciones sistemáticas de la dosimetría en el eje z longitudinal. Además permite evaluar el estado del transductor transversal y del soporte que regula el movimiento longitudinal de la sonda. Se introduce la sonda en el cubo de agua en posición vertical de manera que los transductores axial y transversal [2] queden sumergidos y la rejilla real permanezca fija en la superficie del agua de la cuba. Se colocan diferentes agujas por toda la rejilla de forma que algunas queden a distintas profundidades. Se busca la punta de la aguja más profunda en modo transversal del ecógrafo con la rejilla virtual del mismo en la pantalla y se marca en la regla del pedestal el “cero” u origen del sistema. Se extrae el ecógrafo en pasos de 5mm y se anota a que distancia respecto al origen encuentran las diferentes agujas insertadas.

Resultados y discusión

Verificación de la coincidencia entre la rejilla real y la rejilla virtual del ecógrafo. En modo transversal del ecógrafo se extrae el mismo a una posición media en la cual se puedan visualizar todas las agujas. Se coloca la rejilla virtual y se verifica que la posición que se observa en la rejilla del ecógrafo es aquella en la que se encuentra insertada la aguja en la rejilla real. Se observa que las agujas coinciden y que sólo aquellas por encima de la mitad de la rejilla se desvían 1mm en el eje y.

Verificación de la coincidencia entre la rejilla virtual del ecógrafo y la rejilla virtual del Spot Pro. Se retira la rejilla virtual del ecógrafo y se coloca la sonda de manera que la imagen axial contenga todos los extremos de las agujas insertadas. Se realiza un

escaneo como se haría en un tratamiento y el programa Spot Pro reconstruye las imágenes ofreciéndonos la reconstrucción en 3D. Se elige la proyección transversal de la reconstrucción y se coloca la rejilla virtual del Spot Pro. En una posición longitudinal media se verifica que las agujas están colocadas correctamente. Si la reconstrucción realizada y la rejilla virtual del Spot Pro son correctas se verán en la proyección transversal todas las agujas en sus posiciones. Se observa que las agujas por encima de la mitad de la rejilla se desplazan 1mm en el eje “y” fruto de la desviación que se arrastra del ecógrafo



Verificación de la profundidad de colocación de las agujas. Se selecciona el plano origen del Spot Pro en aquel plano transversal en el cual se distingue la punta de la aguja más profunda. Hay que asegurarse de que en planos posteriores la aguja no aparece y ese es el primer plano en el cual se ve. Se ha de tener en cuenta que, aunque la reconstrucción se puede realizar con pasos de 2,5 mm, el mecanismo de movimiento longitudinal realiza pasos mínimos de 5 mm, por lo que la profundidad de las agujas al colocarlas se elegirá de manera que las puntas caigan en profundidades múltiplos de 5mm. Se observa que la profundidad de todas las agujas coincide con las anotadas anteriormente.

Conclusiones

La mayor parte de las técnicas actuales de braquiterapia utilizan sistemas de imagen diversos para la realización de tratamientos. Por ello es importante conocer el papel que realizan en el tratamiento y las consecuencias derivadas de su mal funcionamiento. En el caso de los implantes de semillas de próstata de baja tasa, toda la dosimetría se vería desplazada si alguno de los parámetros analizados fuera incorrecto. El control de todos los parámetros que se encuentran a nuestra disposición nos permite limitar al máximo las incertidumbres.

Bibliografía

- [1] Rivard M.J., Radford Evans D.A. , Kay I. A technical evaluation of the Nucletron FIRST system: Conformance of a remote afterloading brachytherapy seed implantation system to manufacturer specifications and AAPM TG report recommendations. 2005 Am. Coll. Med. Phys
- [2] Pfeiffer D, Sutlief S, Feng W, Pierce HM, Kofler J. AAPM Task Group 128: Quality assurance tests for prostate brachytherapy ultrasound systems.. Med. Phys. 35 (12) December 2008

EVALUACIÓN DE LA BONDAD DEL “MATCHING” PARA CONTROL DIARIO DE LA COINCIDENCIA ENTRE EL ISOCENTRO DE RADIACION Y EL DEL CONE BEAM CT

Huertas Martínez CA, Gómez-Tejedor Alonso S, García Castejón MA y Penedo Cobos JM

Servicio de Radioterapia. Fundación Jiménez Díaz. Grupo Capio. Madrid.

Correspondencia: conchihuertasmartinez@hotmail.es

Palabras clave: Coincidencia kV-MV, PentaGuide, CBCT, control de calidad, matching

Introducción y objetivos

Las técnicas actuales de IGRT permiten corregir la posición del paciente durante el tratamiento para que coincida con la posición sobre la que hemos planificado. Para que estas correcciones sean exactas, el isocentro del equipo de imagen debe coincidir con el isocentro de radiación del acelerador.

Este trabajo evalúa la validez al medir esta coincidencia con la herramienta de “matching,” de la que dispone el software del equipo iViewGT de imagen portal.

Material y métodos

Las pruebas se realizan en un equipo Elekta Synergy con colimador BeamModulator. Este tiene integrados un sistema XVI de imagen de haz cónico y otro de imagen portal iViewGT. Para realizar las verificaciones diarias de registro y alineación de los isocentros KV-MV utilizamos un maniquí Penta-Guide de Quasar. Este es un maniquí cúbico con esferas de aire en su interior. El procedimiento de verificación diario comienza centrando el maniquí y alineándolo con los láseres de la sala. Se realiza una adquisición cone beam CT (CBCT) del maniquí y el sistema calcula los movimientos necesarios para que el maniquí quede centrado en el isocentro del CBCT. Se mueve para hacer coincidir el centro de la esfera central con el isocentro del CBCT. Y por último, se toman dos imágenes portales del maniquí con un campo de 10,4cmx10,4cm, a 0° y 270°. A continuación se determina la desviación entre el isocentro del MV y el del CBCT. Esta diferencia se calcula haciendo “matching” de las DRR del maniquí centrado en el isocentro, para dos campos de 10,4cmx10,4cm a 0° y 270°, con las imágenes portales que hemos adquirido. Las dos DRR tienen contorneadas la silueta del borde del campo y de la esfera central. En el “matching” se mide el desplazamiento de la esfera central respecto al centro del campo de irradiación. Primero hacemos coincidir la silueta de los bordes de campo con los de la imagen portal, así se fija la posición el centro del campo de MV. Luego se hace lo mismo con la silueta de la esfera, con lo que se determina la desviación entre los isocentros de kV y MV y saca el resultado por pantalla. Queremos validar la capacidad de detectar desviaciones en la coincidencia entre los isocentros de MV-kV por medio de “matching”. Para ello se aleja el centro del maniquí del centro de radiación unas distancias conocidas. Se realizan desplazamientos conocidos del maniquí de 1mm, 2mm y 3mm en cada una de las direcciones. Y se hace el proceso de “matching” cinco veces para cada desplazamiento.

Resultados y discusión

En la tabla se muestran los desplazamientos medidos, en cada dirección, en función del desplazamiento nominal.

	Desplazamiento nominal de la mesa			
	0mm	1mm	2mm	3mm
horizontal	0,02±0,18	-1,18±0,08	-2,17±0,23	-3,12±0,23
longitudinal	-0,05±0,12	-1,25±0,13	-2,18±0,14	-3,05±0,16
Vertical	0,07±0,10	-1,12±0,10	-2,13±0,18	-3,22±0,20

Los resultados muestran que con este procedimiento se obtienen medidas precisas de los desplazamientos realizados. Existe una ligera desviación respecto al valor nominal, debida a la incertidumbre introducida al contornear las siluetas en la DRR y al superponerlas manualmente con las imágenes portales. Sin embargo, este procedimiento permite detectar desviaciones que se salen de la tolerancia establecida para la coincidencia entre isocentros. Esta tolerancia es de ±1mm, según [1].

Conclusiones

El método descrito es rápido y suficientemente bueno para verificar, en el chequeo diario, que la desviación entre los isocentros del CBCT y el de radiación están dentro de tolerancia.

Bibliografía

[1] Jean-Pierre Bissinnette, Peter A. Balter and Lei Dong, Katja M. Langen, et al. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179. Med Phys 2012;39(4):0094-2405.

TRATAMIENTO CON RADIOTERAPIA ESTEREOTÁCTICA CORPORAL EN CÁNCER DE PULMÓN UTILIZANDO TOMOGRAFÍA CON HAZ CÓNICO DE MEGAVOLTAJE

Crispín Contreras V, Pastor i Sanchis V, Abad Mocholí D, Bartrés Salido A, Mut Dólera A, Aznar Santamaría M, de los Dolores Alemany V, González Pérez V y Guardino de la Flor C

¹Fundación Instituto Valenciano de Oncología. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Valencia.

²Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Valencia, Burjassot. Valencia.

Correspondencia: vcrispin@fivo.org

Palabras clave: SBRT, IGRT, Pulmón, Dosimetría Clínica, MV-CBCT

Introducción y objetivos

La radioterapia estereotáctica corporal (iniciales en inglés SBRT) es una radioterapia de alta precisión y se utiliza en pacientes con cáncer de pulmón en estadios iniciales y/o metástasis en dicho órgano. En este trabajo, presentamos la metodología seguida en nuestro hospital para el tratamiento de dichas lesiones mediante la utilización de técnicas de radioterapia guiada por la imagen (en inglés IGRT) basada en la utilización de tomografía con haz cónico de megavoltaje (MVCB). Asimismo, se presenta un caso paradigmático de esta técnica que corresponde al tratamiento en dos veces en nuestro hospital, en momentos y múltiples localizaciones diferentes. Se analizan las variaciones inter e intrafracción y sus correcciones on-line, para este caso y para los 13 primeros. Se estudian los parámetros dosimétricos recomendados en el protocolo de la RTOG 0813. Se reporta la dosimetría global de los tratamientos; discutiéndose pros y contras de esta metodología.

Material y métodos

Desde agosto de 2008 se han tratado en nuestro hospital varias decenas de pacientes con técnica de SBRT, en un acelerador lineal de electrones ONCOR Impression Plus Avand Garde equipado con el colimador MLC160 láminas y con el sistema de MVision[®] de tomografía con haz cónico de megavoltaje del fabricante Siemens. Para la planificación dosimétrica (XiO 4.34.02, de CMS), se han realizado tres tomografías computarizadas de simulación (TC) que corresponden a diferentes fases de la respiración del paciente: basal, inspiración y espiración. También se ha utilizado el MVCB para el mismo fin (8 UM por MVCB y tamaño de campo ajustado a cada caso). En todas las modalidades se ha contorneado el GTV. Se ha individualizado el ITV mediante fusión multimodal de todas las exploraciones con el TC basal. El

PTV se ha obtenido añadiendo 1 cm al ITV en su dirección craneocaudal y 0.5 cm en las otras direcciones. La técnica de irradiación consiste en múltiples haces fijos de 6 MV, convergentes, combinando coplanares y no coplanares. La geometría de irradiación emula haces rotatorios, siempre con un ángulo desde el primero al último superior a 180°. En enero de 2013 se tratan dos lesiones nodulares en pulmón con esta técnica, paravertebral y cervical respectivamente, sobre un paciente que anteriormente ya fue tratado de dos lesiones pulmonares supradiaphragmáticas. Se trato con técnica SBRT y suministrando una dosis absorbida de 60 Gy (5 fracciones de 12 Gy). Por su interés paradigmático para esta técnica y debido a la presencia de múltiples órganos de riesgo (arteria, esófago, medula espinal y estomago) se presenta en este trabajo, reportándose la dosis global de los 4 tratamientos. En los primeros casos, siempre se fijó el isocentro de tratamiento en el centro geométrico del PTV y desde junio del año 2012 coincidiendo con el paciente referido, seguimos el criterio de fijarlo en el centro del GTV del MVCB de referencia. Se ha normalizado la distribución de la dosis en el isocentro de irradiación y el 90% de la dosis cubre el PTV. Dependiendo de la dosis por fracción se realizan 2 o 3 MVCB en cada fracción, incluyendo esta dosis adicional en el plan de tratamiento.

Resultados y discusión

Las correcciones on-line hechas en los 13 primeros pacientes fueron, en el primer MVCB: en la dirección longitudinal en promedio 3 mm, con un máximo de 10 mm y mínimo de 0 mm con una desviación típica de 4 mm; en la dirección lateral, el promedio fue de 3 mm con un máximo de 7 mm y un mínimo de 1mm y desviación típica de 3.5 mm; el desplazamiento vertical el promedio 1 mm y desviación típica de 5mm con un máximo de 13 mm mínimo de 0 mm. Las correcciones que se realizaron después del segundo MVCB fueron: en la dirección longitudinal en promedio 2 mm, máximo 10 mm, mínimo 0 desviación típica 3 mm; desplazamiento vertical 0.9 mm en promedio, 9 mm máximo y 0 mínimo con desviación típica de 4 mm. A partir de junio de 2012 se fijo el isocentro en el centro del GTV del MVCB de referencia. Los desplazamientos que se obtuvieron, tras fusión con cada MVCB, fueron: en la dimensión lateral 2 mm en promedio, 7 mm de máximo y 0 mm de mínimo, con desviación típica de 4 mm; en la dimensión longitudinal de 0 mm en promedio, 10 mm máximo y 0 mm mínimo; en la dimensión vertical fue de 3 mm, máximo 10 mm, 0 mm mínimo y desviación típica de 4 mm. Ver figura 1.

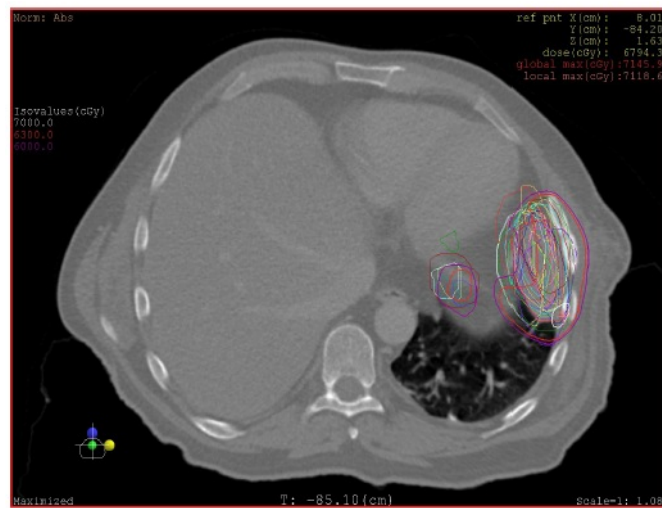


Figura 1. Imágenes de la planificación del paciente incluyendo los GTV de todas las fracciones.

Se estudió según protocolo de la RTOG 0813 los parámetros dosimétricos R50%, D2cm. Los resultados respecto al índice R50% fueron > 4.5 , que es el valor recomendando en dicho protocolo. El rango fue entre 4.5 y 6. El parámetro de D2cm fue en algún caso superado según dicho protocolo.

Conclusiones

La utilización del MVCB como sistema de IGRT en tratamientos de SBRT permite verificar con exactitud el posicionamiento del paciente y el movimiento de la lesión, entre e intra fracciones. La fusión multimodal de TC basal, TC de inspiración y MVCB (todas las fracciones) así como fijar el isocentro de planificación en el centro del GTV del MVCB permite reducir márgenes a la hora de definir el PTV y dar seguridad on-line al oncólogo radioterápico.

COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA EN UN CÁNCER DE CÉRVIX CON DISTINTAS MODALIDADES TERAPÉUTICAS

Alonso Iracheta L¹, de la Casa de Julián MA¹, Samper Ots P², de las Peñas Cabrera MD²
y Jiménez González JM¹

¹Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Rey Juan Carlos. Móstoles. Madrid

²Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Rey Juan Carlos. Móstoles. Madrid

Correspondencia: leyre.iracheta@gmail.com

Palabras clave: Cérvix, supino, prono, VMAT, RC3D, intestino delgado

Introducción y objetivos

El cáncer de cérvix se trata habitualmente con radioterapia conformada 3D (RC3D) y posición decúbito supino, y generalmente no se suele contornear el intestino delgado en los casos de irradiación exclusivamente pélvica. En nuestro centro hemos querido comprobar qué dosis recibe el intestino delgado en estos casos y si el posicionamiento del paciente o la técnica de irradiación utilizada influyen la distribución del histograma dosis-volumen.

Material y métodos

Presentamos la planificación de una paciente con cáncer de cérvix estadio IIb con dosis de prescripción de 46 Gy a volumen pélvico y boost de parametrio izquierdo a 54 Gy con un fraccionamiento de 5 x 200 cGy, en decúbito supino con RC3D y con VMAT® y decúbito prono con RC3D. Para generar el plan de VMAT® en decúbito supino, que consistió en un solo arco de 360° con energía de 6MV para cada una de las fases de tratamiento, se utilizó el planificador MONACO® versión 3.10.02 y para la planificación con técnica de RC3D en las posiciones decúbito supino y decúbito prono se utilizó el planificador XiO® versión 4.64, ésta se realizó con tres haces de tratamiento con energía de 15MV: un haz a 0° y dos haces laterales tanto para el PTV a 46Gy como para la sobreimpresión del boost a 54Gy.

Resultados y discusión

En el histograma dosis-volumen se analizó que el PTV tuviera un cubrimiento entre el 95% y el 107% y para los órganos de riesgo revisamos los valores de tolerancia recomendados en QUANTEC(4). El PTV muestra un comportamiento dosimétrico muy similar en las tres planificaciones realizadas. La dosis media del PTV para la planificación con VMAT® fue de 54.87Gy y para las planificaciones en decúbito supino y decúbito prono fue de 55.68 Gy y 55.64 Gy respectivamente. El volumen de PTV que recibe una dosis mayor del 107% de la dosis de prescripción fue menor del 1% en los tres casos. El análisis de la dosimetría en el intestino delgado muestra una reducción del V10, V20, V30, y V40 a favor de la posición decúbito prono. Siendo esta diferencia de un 35.2% para el V10, 41.5% para el V20, 43.2% para el V30 y un 43.2% para el V40. Y se puede observar una pequeña diferencia entre las planificaciones en posición decúbito supino de VMAT y RC3D para los valores de V20, V30 y V40 del 2.9%, 8.7% y 13.5% respectivamente.

Conclusiones

A la vista de los resultados la planificación de RC3D con el posicionamiento en decúbito prono consigue una distribución dosimétrica en los PTV's y en los órganos de riesgo mejor que un tratamiento de VMAT® en decúbito supino por lo que vamos a iniciar un estudio prospectivo al respecto en este tipo de pacientes.

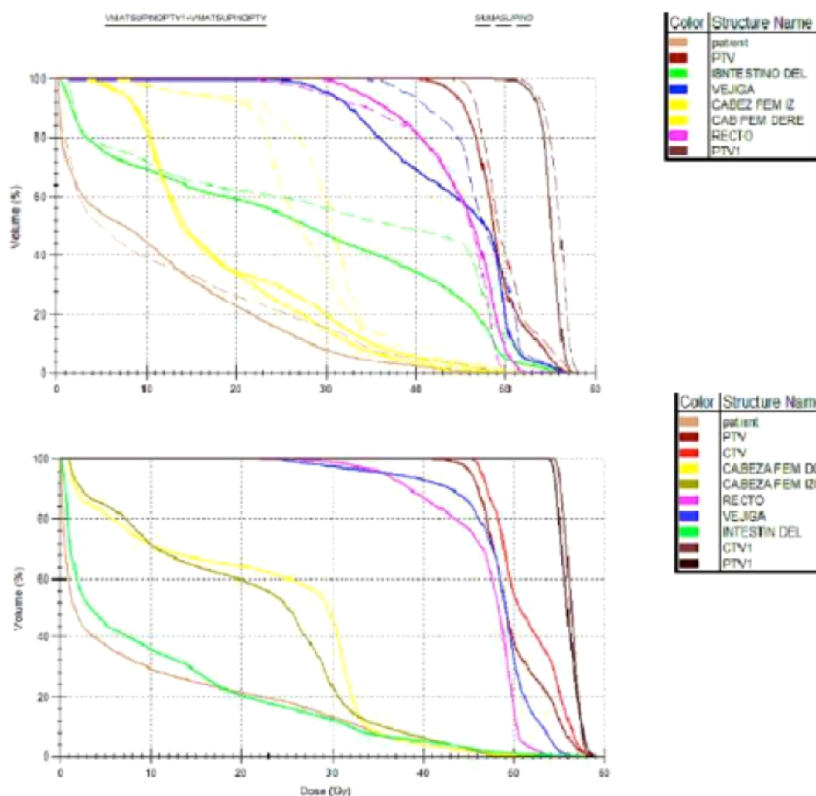


Fig.1. DVH de los planes VMAT y RC3D en decúbito supino(imagen superior) y del plan RC3D en decúbito prono (imagen inferior)

	SUPINO RC3D	SUPINO VMAT	PRONO RC3D
PTV			
Dosis media(Gy)	55.68	54.87	55.64
Dosis máxima(Gy)	57.90	57.65	57.94
V95	99.98	99.19	99.97
INTESTINO DELGADO			
V10	71.21	69.31	35.97
V20	62.02	59.08	20.51
V30	55.64	46.93	12.40
V40	48.27	34.70	5.06

Bibliografía

[1] Andreyev HJD et al. Gastrointestinal problems after pelvic radiotherapy: the past, the present and the future. Clini Oncol (R Coll Radiol). 2007; Vol(19):790-799

[2] Beriwal S et al. Dosimetric and toxicity comparison between prone and supine position IMRT for endometrial cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2007; Vol(67):485-489

[3] Gallagher MJ et al. A prospective study of treatment techniques to minimize the volume of pelvic small bowel with reduction of acute and late effects associated with pelvic irradiation. R Oncol Biol Phys. 1986;Vol(12):1565-1573

[4] L.B.Marks et al. Use of normal tissue complication probability models in the clinic. Int J. Radiat. Oncol Biol Phys. 2010. Vol(76).

¿ACCUROS XB O AAA? ESTUDIO DOSIMÉTRICO EN UN MEDIO HETEROGÉNEO

Tortosa Oliver RA¹, Chinillach Ferrando N¹, Bellido Millán P¹, Soler Catalán P², Morales Marco JC¹ y Andreu Martínez FJ¹

¹IMED Elche, Servicio de Oncología Radioterápica, Elche. Alicante.

²Centro de Instrumentación para Imagen Molecular (I3M), UPV-CSIC-Ciemat. Valencia.

Correspondencia: rtortosa@imedhospitales.com

Palabras clave: ACCUROS, AAA

Introducción y objetivos

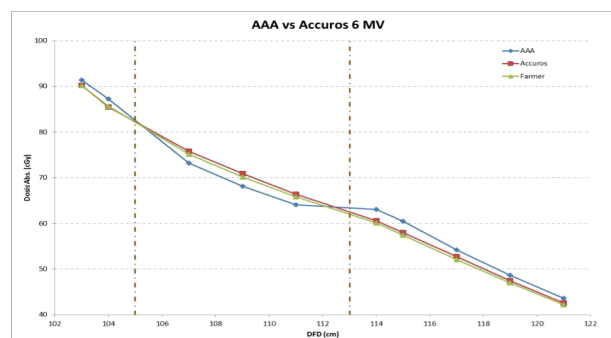
Accuros XB¹ es un nuevo algoritmo introducido por Varian Medical Systems en su planificador Eclipse para radioterapia externa. Está basado en la solución de la ecuación de transporte lineal de Boltzmann². Es necesario realizar diferentes tests con el fin de determinar su precisión. En este trabajo se analiza la variación de las dosis absolutas en presencia de inhomogeneidades³ y se comparan los resultados con los resultados obtenidos para los algoritmos Accuros XB y AAA.

Material y métodos

Se diseña un maniquí formado por 5 cm de Plastic Water (Sun Nuclear Corp.), 8 cm de corcho y 11 cm de Plastic Water. Una de las láminas del agua plástica y una de las láminas de corcho tienen un alojamiento dedicado a la cámara de ionización que se intercambian en función de las distancias a las que se quiere medir. Las medidas de la dosis absoluta se realizaron con una cámara de ionización Standard Imaging Exradin A-12 tipo Farmer, electrómetro PC-*Electrometer* (Sun Nuclear Corp.) conectado a un ordenador, termómetro RTD *Thermometer* y barómetro *Airflow*. La cámara se colocará a diferentes distancias fuente-detector manteniendo en todo momento constante la distancia fuente-superficie del maniquí a 100 cm. Para cada configuración se realizan tres disparos de 100 UM para energías de 6 y 15 MV con un tamaño de campo de 10x10 cm² con el gantry y colimador a 0°. En el sistema de planificación Eclipse v10 (*Varian Medical Systems*) se diseñan los experimentos y se calculan empleando los algoritmos AAA y Accuros XB. El acelerador empleado es un Varian Clinac DHX.

Resultados y discusión

Los resultados obtenidos para la energía de 6 MV muestra que las dosis absolutas a diferentes distancias de fuente-detector están dentro de un 1% para el algoritmo Accuros XB mientras que en el algoritmo AAA existen infradosificaciones (-2,5%) en el interior del corcho y sobredosisaciones (~4,5%) en la proximidad a la interfase corcho-agua plástica. En el caso de 15 MV, las dosis absolutas tienen diferencias inferiores al 1% para el algoritmo Accuros XB. El algoritmo AAA presenta infradosificaciones (-1%) en el interior del corcho y sobredosisaciones (1%) en la proximidad de la interfase corcho-agua plástica.



Conclusiones

El nuevo algoritmo de cálculo Accuros XB muestra una mejor precisión con las dosis absorbidas para zonas con densidades electrónicas inferiores al agua. Puede resultar de gran utilidad para el cálculo en zonas muy heterogéneas.

Bibliografía

- [1] Fogliata et al. Dosimetric validation of the Accuros XB Advanced Dose Calculation Algorithm: fundamental characterization in water. *Phys. Med. Biol.* 56 (2011), 1879-1904.
- [2] Vassiliev et al. Validation of a new grid based Boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams. *Phys. Med. Biol.* 55 (2010) 581-98.
- [3] Fogliata et al. Dosimetric evaluation of Accuros XB Advanced Dose Calculation in heterogeneous media. *Radiation Oncology* (2011), 6:82-97.

VERIFICACIONES ESPECÍFICAS DE PACIENTE EN PLANES DE IMRT CON PORTAL DOSIMETRY. EXPERIENCIA INICIAL

Iliso Valverde F¹, Gimeno Olmos J¹, Richart Sancho J², Pujades Claumarchirant MC³, Carmona Meseguer V¹, Martínez García T¹, Palomo Llinares R¹, Ballester Pallarés F³, Pérez-Calatayud J^{1,2}

¹Hospital U.P. La Fe, Unidad de Radiofísica, Valencia, España.

²Hospital Clínica Benidorm, Servicio de Radioterapia. Benidorm. Alicante.

³Centro Nacional de Dosimetría. Valencia.

⁴Dpt. Física Atómica, Molecular i Nuclear. Facultat de Física Universitat de València. Burjassot. Valencia.

Correspondencia: lliso_fra@gva.es

Palabras clave: Verificación, IMRT, VMAT, dosimetría portal

Introducción y objetivos

Actualmente, la radioterapia mediante IMRT es una modalidad de tratamiento estándar y VMAT se está convirtiendo en una técnica de administración cada vez más común. La complejidad de estas técnicas hace que se considere necesario el que previo al tratamiento del paciente se realice una verificación específica del plan de tratamiento. Las características de los sistemas portales (EPID) modernos junto con los algoritmos específicos desarrollados para procesar la respuesta del EPID hacen de estos dispositivos candidatos prometedores para la dosimetría portal. El propósito de este trabajo es describir nuestra experiencia inicial con el sistema Portal Dosimetry de Varian[®] en las verificaciones específicas previas al tratamiento de pacientes de RapidArc (RA).

Material y métodos

Nuestro departamento ha sido equipado recientemente (febrero de 2012) con 3 aceleradores Varian (2 Clinac iX, 1 TrueBeam), en los cuales se administran gran parte de los tratamientos con IMRT, mayoritariamente con RA; los cálculos de distribución de dosis se realizan con el sistema de planificación Eclipse[™] (v10.0). Los tres aceleradores lineales están dotados con sistemas EPID y se dispone de la aplicación Portal Dosimetry (v10.0) que permite la comparación entre las imágenes predichas por Eclipse en el sistema portal y las adquiridas. El programa se apoya en la calibración de la respuesta del EPID y un algoritmo basado en haz de pincel fino (PDIP) que predice la respuesta del sistema. Nuestro protocolo de verificación IMRT incluye Portal Dosimetry como una de las herramientas de verificación específicas del paciente generándose una imagen de predicción para cada uno de los arcos utilizados. Antes de la verificación se adquiere un campo estático de calibración (10 cm × 10 cm) con el fin de dar cuenta de las variaciones eventuales en la respuesta del detector o factor de salida del acelerador lineal. Para la comparación, se utiliza el índice gamma local (3% / 3 mm) descartando puntos con valores por debajo de un umbral del 10%. Para determinar la aceptabilidad del plan se evalúa el porcentaje de puntos que superan el criterio.

Resultados y discusión

Se han realizado un total de 435 verificaciones de tratamientos de IMRT, la inmensa mayoría RA (10 IMRT), con más de 900 imágenes portales analizadas. A pesar de que se utiliza un protocolo bastante restrictivo (índice gamma local) el número promedio de puntos que pasaron el criterio mencionado ha sido 95,1% (intervalo: 83,5 a 99,9, desv tip: 4%). Los resultados peores, se han encontrado en campos estáticos de IMRT (como campos de tipo mantle), en los casos complejos (tratamiento no coplanar con 6 arcos, campos muy grandes incluso superiores al tamaño del detector,...) y en los planes de RA con un gran número de arcos en el que las imágenes adquiridas muestran un patrón de regiones con grandes áreas blindadas. Utilizamos Portal Dosimetry en cada plan de IMRT antes del tratamiento, debido principalmente a las características del detector, pero debe ser usado en conjunción con otros sistemas dosimétricos como indica incluso el fabricante. Las dificultades principales con que nos hemos encontrado han sido por un lado las limitaciones del algoritmo de predicción, y por otro, la complejidad en establecer los niveles de aceptación de los resultados del análisis gamma especialmente para RA, donde se acumula el arco entero en una sola imagen y además no es sencillo determinar la incertidumbre propia del sistema.

Conclusiones

En nuestro servicio Portal Dosimetry se utiliza en la rutina en verificaciones de IMRT específicas del paciente. Para la mayoría de los casos, el porcentaje de puntos que supera el análisis gamma es bastante alto, pero se utiliza siempre en conjunción con otros dos sistemas con el fin de decidir la aceptabilidad del plan. El hecho de que el proveedor facilitara los valores de incertidumbre sería de gran utilidad para los usuarios a la hora de establecer los niveles de acción.

ANÁLISIS PRELIMINAR DE LAS CORRECCIONES ROTACIONALES APLICADAS EN PACIENTES CON CÁNCER DE PRÓSTATA

De la Casa de Julián MA¹, Alonso Iracheta L¹, de las Peñas Cabrera MD², Jiménez González JM¹ y Samper Ots P²

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Rey Juan Carlos. Móstoles. Madrid.

²Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Rey Juan Carlos. Móstoles. Madrid

Correspondencia: miguel.casa@hospitalreyjuancarlos.es

Palabras clave: Cáncer de próstata, radioterapia externa, posicionamiento

Introducción y objetivos

El tratamiento mediante radioterapia externa de pacientes con cáncer de próstata presenta el problema de la gran incertidumbre en el posicionamiento tanto inter- como intrafracción del volumen blanco¹. Concretamente, el efecto dosimétrico de la incertidumbre rotacional se supone relativamente modesto², aunque no está bien estudiado debido en parte a que la disponibilidad del equipamiento que permita aplicar correcciones rotacionales en el posicionamiento de los pacientes ha sido poco frecuente hasta fechas recientes. El objetivo de este trabajo es realizar un estudio preliminar de las correcciones rotacionales interfacción aplicadas en nuestro centro.

Material y métodos

Hemos analizado las correcciones rotacionales para 9 pacientes tratados de cáncer de próstata. Las correcciones se obtuvieron de forma online al principio de cada sesión mediante el sistema XVI de Elekta de cone-beam de kilovoltaje y se aplicaron mediante la mesa robótica Hexapod, que permite aplicar tanto las correcciones translacionales en las tres direcciones del espacio, como las correcciones rotacionales alrededor de los tres ejes (de un máximo de 3° para cada eje).

Resultados y discusión

Los promedios de todas las rotaciones aplicadas son: eje X (izda.-dcha.): $0.2^\circ \pm 0.1^\circ$; eje Y (longitudinal): $-0.03^\circ \pm 0.06^\circ$; eje Z (vertical): $0.31^\circ \pm 0.05^\circ$. Se puede caracterizar la magnitud de las correcciones mediante sus desviaciones típicas: eje X: 1.6° ; eje Y: 0.8° ; eje Z: 0.7° ; el resultado es similar si uno toma el promedio de sus valores absolutos. Es destacable que entre las correcciones más significativas, aquéllas superiores en valor absoluto a 1.5° , el 82% corresponden al eje X, el eje lateral (es decir, que la cabeza del paciente sube o baja con respecto a sus pies, según sea el signo del giro). La figura adjunta muestra el histograma de las correcciones aplicadas alrededor de cada uno de los ejes.

Conclusiones

Las correcciones rotaciones encontradas son típicamente del orden de 1.5° alrededor del eje X y de algo menos de 1° en el caso de los ejes Y y Z. La existencia de promedios totales no compatibles con cero para los ejes X y Z indica la presencia de un pequeño error sistemático en el posicionamiento rotacional de unas pocas décimas de grado en cada uno de esos ejes; este error parece deberse en parte a un error en la nivelación de la mesa de simulación y en parte a la incertidumbre en los láseres de posicionamiento.

Bibliografía

[1] Rudat V. et al. Combined error of patient positioning variability and prostate motion uncertainty in 3D conformal radiotherapy of localized prostate cancer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1996;35(5):1027.

[2] Fu W. et al. Dosimetric effects of patient rotational setup errors on prostate IMRT treatments. *Phys. Med. Biol.* 2006;51(20):5321.

ACEPTACIÓN PARA USO CLÍNICO DEL ARCCHECK COMO HERRAMIENTA DE VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE ARCOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (VMAT)

Chinillach Ferrando N, Tortosa Oliver RA, Soler Catalán P, Morales Marco JC y Andreu Martínez FJ

IMED Elche, Servicio Oncología Radioterápica, Elche, Alicante.
Correspondencia: nchinillach@imedhospitales.com

Palabras clave: ArcCHECK, VMAT, SNC Patient

Introducción y objetivos

La arcoterapia de intensidad modulada (VMAT) es una técnica de tratamiento relativamente nueva. Los tratamientos de VMAT pueden suministrarse de manera más eficiente y precisa que técnicas anteriores, mediante uno o varios arcos. El objetivo del trabajo va a ser la aceptación del detector ArcCHECK (Sun Nuclear, Melbourne, FL) para su uso como herramienta de verificación de tratamientos de VMAT.

Material y métodos

Se dispone de un acelerador lineal Clinac DHX (Varian, Palo Alto, CA) dual (energías de 6 y 15 MV) con un colimador multilaminas (MLC) del modelo Millennium 120, con 60 pares de láminas, con un ancho en el isocentro de 5mm, en los 40 pares centrales y de 10 mm los veinte pares externos. Se han diseñado una serie de pruebas básicas para evaluar de manera específica las distintas características del ArcCHECK [1]. Todas las pruebas han sido realizadas en el Clinac DHX, el cual previamente ha sido comisionado para su uso en tratamientos de IMRT y VMAT. Las distribuciones de dosis han sido calculadas usando el algoritmo AAA del planificador ECLIPSE v.10 (Varian, Palo Alto, CA), con un tamaño de voxel de 3 mm x 3mm x 3 mm. Las pruebas diseñadas son:

- **Reproducibilidad:** Se pretende evaluar la reproducibilidad del detector analizando la desviación estándar (SD) y la desviación máxima de diez lecturas consecutivas de los seis diodos centrales del campo de radiación. Estas medidas son adquiridas con una SAD de 100 cm (SSD de 86.7). El tamaño de campo es un 10 cm x 10 cm y se dan 100 Unidades monitor (UM) con una tasa de 400 UM/min. Con el fin de corregir las posibles variaciones del acelerador (factor de salida) se mide la dosis absoluta empleando una cámara de ionización A18 (Standard Imaging, Middleton, WI). Se toman cuatro medidas de cada para eliminar la incertidumbre asociada a la medida con cámara de ionización.
- **Linealidad:** Se hacen una serie de medidas de un campo de 10 cm x 10 cm, a una SAD de 100cm variando desde 1 UM hasta 500 UM con una tasa de 400 UM/min, con el fin de evaluar si la dosis que recoge el detector es lineal con las UM suministradas por el acelerador. Nuevamente se utiliza la misma cámara de ionización para corregir posibles variaciones en el acelerador. Se toman cuatro medidas de cada para eliminar la incertidumbre asociada a la medida con cámara de ionización.
- **Dependencia con la distancia:** Se hacen una serie de medidas de un campo 10 cm x 10 cm administrando 100 UM, variando la SAD. Los valores de SAD son 85 cm, 100 cm, 115 cm y 125 cm. Se usa una la misma cámara de ionización que en los casos anteriores para corregir las posibles variaciones en el factor de salida del acelerador. Se toman cuatro medidas de cada para eliminar la incertidumbre asociada a la medida con cámara de ionización.
- **Dependencia con la tasa de dosis:** Se hacen nuevamente una serie de medidas de un campo de 10 cm x 10 cm, a una SAD de 100 cm y suministrando 100 UM. Con el fin de evaluar el efecto que tiene el uso de una tasa de dosis u otra en la lectura del detector. Se realizan disparos a tasas de 100, 200, 300, 400, 500 y 600 UM/min. Se usa una la misma cámara de ionización que en los casos anteriores para corregir las posibles variaciones en el factor de salida del acelerador. Se toman cuatro medidas de cada para eliminar la incertidumbre asociada a la medida con cámara de ionización.
- **Dependencia con el tamaño de campo:** Se planifican en ECLIPSE una serie de medidas sobre el ArcCHECK a una SAD de 100 cm con 100 UM y a una tasa de 400 MU/min, para campos cuadrados de 5cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm, 15 cm x 15 cm y 20 cm x 20 cm. Y se comparan los resultados medidos por el ArcCHECK con los campos planificados en ECLIPSE empleando el criterio gamma (3% 3 mm). Para esta comparación se utiliza el software del propio detector, SNC Patient (Sun Nuclear, Melbourne, FL). Se usa una la misma cámara de ionización que en los casos anteriores para corregir las posibles variaciones en el factor de salida del acelerador. Se toman cuatro medidas de cada para eliminar la incertidumbre asociada a la medida con cámara de ionización.
- **Casos clínicos:** Se hace un cálculo de VMAT en ECLIPSE de cinco casos clínicos. Los cuales se disparan en el acelerador con una SAD de 100cm y se comparan las distribuciones de dosis planificadas con las medidas empleando nuevamente el criterio Gamma (3%, 3mm).

Resultados y discusión

Reproducibilidad: Para los seis diodos evaluados se observa una SD de 0,09% y una desviación máxima de 0,11%.

Linealidad: Al representar la lectura el detector frente a las UM suministradas y realizar un ajuste por mínimos cuadrados de estos datos se obtiene un valor para el coeficiente de correlación de 0,99.

Dependencia con la distancia: Comparando la respuesta del detector para las distintas SAD con los valores planificados en ECLIPSE se observan variaciones de un 1,1 % para una SAD de 85 cm y una variación de un 0,7% para una SAD de 125 cm Jursinic [2] y Letoureau [3] reportan problemas similares para esta prueba.

Dependencia con la tasa de dosis: Al representar la lecturas del detector frente a la tasa de dosis empleada en cada caso se observa como las lecturas de los diodos del detector van incrementándose a medida que aumenta la tasa de dosis, observándose una variación mayor para tasas de hasta 300 UM/min (variación del 0,9%) y llegando casi a estabilizarse para tasas superiores a 400 UM/min (variación del 0,15 %)

Dependencia con el tamaño de campo: Al comparar todos los tamaños de campo empleando para ello la función gamma se observa que en los cinco casos estudiados el 100% de los puntos analizados pasan el test.

Casos Clínicos: Aplicando el criterio gamma (3 %, 3 mm) a los casos estudiados se obtienen porcentajes de paso de entre el 98% y el 99,5%

Conclusiones

Tras la realización y análisis de todas las pruebas podemos concluir que el ArcCHECK es un buen detector para las verificaciones de VMAT. Tomando la determinación de emplearlo junto con otros métodos como herramienta para las verificaciones de VMAT en nuestro centro.

Bibliografía

- [1] Guangjun L, Yingjie Z, Xiaoqin J. Evaluation of the ArcCHECK QA system for IMRT and VMAT verification. Physica Medica 2012
- [2] Jursinic PA, Nelms BE. A 2-D diode array and analysis software for verification of intensity modulated radiation therapy delivery. Med Phys 2003;03(5):870-9
- [3] Letorneau D, Gulam M, Yan D, Oldham M, Wong JW. Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance. Radiother Oncol 2004;70(2):199-206

TRATAMIENTO DE LESIONES DE CABEZA Y CUELLO MEDIANTE VMAT DE UN SOLO ARCO

De la Casa de Julián MA¹, Alonso Iracheta L¹, De las Peñas Cabrera MD², Jiménez González JM¹
y Samper Ots P²

1Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Rey Juan Carlos. Móstoles, Madrid.

2Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Rey Juan Carlos. Móstoles. Madrid.

Correspondencia: miguel.casa@hospitalreyjuancarlos.es

Palabras clave: VMAT, ORL, cabeza y cuello, radioterapia externa.

Introducción y objetivos

En los primeros momentos tras la aparición de la arcoterapia de intensidad modulada (IMAT), se postuló que este tipo de técnicas mejoraría tanto la dosimetría como el tiempo de tratamiento en todo tipo de patologías y localizaciones¹. Posteriormente, la experiencia clínica inicial hizo poner en duda que fuera posible mantener la calidad de los tratamientos y aprovechar al máximo la potencial rapidez de los mismos, especialmente en lo relativo a tratamientos que utilizaran un solo arco². En este trabajo presentamos los resultados dosimétricos de los primeros tratamientos de cabeza y cuello realizados en nuestro centro con arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT) y mostramos que se puede alcanzar una calidad adecuada en dichos tratamientos con el uso de un solo arco.

Material y métodos

En nuestro centro han iniciado tratamiento de cabeza y cuello 7 pacientes tratados con VMAT en un acelerador Elekta Synergy S. Dichos tratamientos se han realizado mediante radioterapia guiada por la imagen (IGRT) offline a través del XVI, el equipo de cone-beam de kilovoltaje incorporado en el acelerador. Presentamos los datos dosimétricos de 8 planes de tratamiento (uno de ellos fue replanificado durante el tratamiento debido a cambios anatómicos significativos). Los planes de tratamiento fueron realizados en el sistema de planificación Monaco 3.10.02.

Resultados y discusión

Los datos que presentamos muestran los valores más importantes de los histogramas dosis-volumen de cada caso. Para cada órgano de riesgo comparamos nuestros histogramas con los valores de tolerancia recomendados en QUANTEC³ y para los volúmenes de planificación (PTV) se muestran los valores recomendados en el documento ICRU 83⁴. La tabla adjunta muestra los datos dosimétricos para los PTV (en caso de haber varios volúmenes blanco para un mismo tratamiento se muestra solo el de mayor dosis de prescripción). Los datos se agrupan en casos de irradiación unilateral y casos de irradiación bilateral.

Número caso	Unilaterales						Bilaterales	
	1	2	3	4	5	6	7	8
Dosis prescrita	54	61.29	61.29	61.29	60	64.4	63.18	66
Dosis media	54.2	61.2	62.0	61.8	60.6	65.7	63.3	66.5
D98	94.6%	93.7%	93.0%	93.1%	94.5%	96.3%	94.7%	93.9%
D50	101.0%	100.5%	101.6%	98.6%	101.7%	102.3%	100.5%	101.1%
D2	104.6%	104.7%	107.3%	106.3%	107.0%	107.6%	104.8%	107.4%
HI	0.10	0.11	0.14	0.13	0.12	0.11	0.10	0.13
V95	97.6%	96.2%	95.3%	96.1%	97.0%	99.1%	97.5%	95.9%
V107	0.0%	0.1%	2.6%	1.0%	2.2%	3.4%	0.1%	3.1%

Conclusiones

La técnica de VMAT de un solo arco es adecuada para el tratamiento de pacientes con patologías de cabeza y cuello.

Bibliografía

- [1] Otto, K., et al. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Medical Physics*. 2008;35(1):310.
- [2] Guckenberger, M., et al. Is a single arc sufficient in volumetric-modulated arc therapy (VMAT) for complex-shaped target volumes? *Radiotherapy and Oncology*. 2009;93(2):259.
- [3] Marks, L.B., et al. Use of normal tissue complication probability models in the clinic. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2010;76(3 Suppl):S10.
- [4] Menzel, H.-G., et al. ICRU report 83. *Journal of the ICRU*. 2010;10(1)

CONTROL DE CALIDAD DE SISTEMAS DE IMAGEN PORTAL

Olasolo Alonso J, Martín Albina ML, Otal Palacín A, Fuentemilla Urio N, Miquelez Alonso S, Pellejero Pellejero S, Mañeru Cámara F, Lozares Cordero S y Rubio Arroniz A

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona.

Correspondencia: jose.olasolo.alonso@navarra.es

Palabras clave: EPID, imagen portal, calidad de imagen

Introducción y objetivos

La gran importancia de la precisión y reproducibilidad del posicionamiento del paciente para el tratamiento radioterápico, hace que sea clave la calidad de imagen del dispositivo de imagen portal usado para la verificación de dicho posicionamiento. Por ello, el objetivo de este trabajo es la puesta en marcha de un procedimiento de control de calidad que, de forma sencilla y rápida, permita verificar los principales parámetros de calidad de imagen del EPID.

Material y métodos

Disponemos de 3 aceleradores Varian con dispositivo de imagen portal *Portal Vision IDU20* (compuesto por 1 mm de Cu, centelleador de $Gd_2O_2S:Tb$ y matriz de fotodiodos de a-Si, tamaño de matriz $40 \times 30cm^2$, 1024×768 píxeles, 0.390 mm/píxel). Utilizamos para evaluar la calidad de imagen el maniquí de PTW *EPID QC phantom* y el software para el análisis de imagen asociado *EpidSoft 2.3*¹. El maniquí *EPID QC* permite la evaluación de la linealidad con la dosis, la dependencia espacial de la linealidad, la relación señal-ruido (SNR), la función de transferencia de modulación (MTF) y la resolución en bajo contraste (RBC). Evaluamos imágenes obtenidas con 6 MV colocando el EPID a una distancia fuente-superficie (DFS) de 140 cm, siendo éstas las condiciones habituales de uso clínico. Posicionamos el maniquí *EPID QC* a una DFS de 115 cm de forma que se registre la imagen completa del maniquí en el EPID. Obtenemos imágenes de *Low Dose (LD)* y *High Quality (HQ)*. Para cada uno de estos modos, los EPID se pueden configurar en alta resolución (matriz de 1024×768 píxeles, sistema *aS1000*) y media resolución (matriz de 512×384 píxeles, sistema *aS500-II*). Estudiamos la influencia de las correcciones *Dark field* (corrección por ruido electrónico) y *Flood field* (corrección de campo plano) en la calidad de imagen. Se obtienen semanalmente en cada acelerador 5 imágenes de LD y HQ, para estudiar la repetibilidad y evaluar la constancia a corto plazo y poder así establecer la periodicidad óptima para el control de calidad. También se establece una comparación entre los parámetros de calidad de imagen obtenidos para los 3 aceleradores en LD y HQ.

Resultados y discusión

Observamos que una deficiente corrección del *Dark field* y el *Flood field* produce una gran degradación de la calidad de imagen, afectando a todos los parámetros evaluados. En todos los casos, se obtiene una repetibilidad mejor del 1% en el grupo de 5 imágenes y una constancia inferior al 5% a lo largo de un mes. Comparando los resultados obtenidos en los 3 aceleradores, para los mismos modos de adquisición se obtienen resultados muy similares en todos los parámetros. Cuando se dispone de un número suficiente de medidas para tener una buena estadística, se establecen valores de tolerancia y niveles de acción en cada uno de los parámetros evaluados. También a la vista de los resultados, se propone una periodicidad mensual para la realización de las calibraciones del *Dark field* y el *Flood field* (siguiendo el procedimiento de Varian) y para la obtención de las imágenes de control de calidad con el maniquí *EPID QC*.

Conclusiones

El maniquí *EPID QC* y el software de evaluación de las imágenes *EpidSoft* constituyen una herramienta sencilla y de fácil uso para la evaluación rutinaria de la calidad de imagen de los EPID y que permite detectar con una sensibilidad suficiente problemas que puedan surgir en la calidad de la imagen clínica.

Se han consultado estudios de varios autores que muestran resultados similares^{2,3,4}.

Bibliografía

- [1] EPID QC Phantom and EpidSoft software. Users manual. PTW; Freiburg.
- [2] Das IJ, Cao M, Cheng CW, Misic V, Scheuring K, Schüle E, Johnstone PA. A quality assurance phantom for electronic portal imaging devices. J Appl Clin Med Phys. 2011 Feb 2;12(2):3350
- [3] Berger L, François P, Gaboriaud G, Rosenwald JC. Performance optimization of the Varian aS500 EPID system. J Appl Clin Med Phys. 2006 Winter;7(1):105-14
- [4] Pesznyák C, Polgár I, Weisz C, Király R, Zaránd P. Verification of quality parameters for portal images in radiotherapy. Radiol Oncol. 2011 Mar; 45(1):68-74

ACUROS XB: IMPACTO DOSIMÉTRICO DE ARTEFACTOS GEOMÉTRICOS HETEROGÉNEOS DE BAJA DENSIDAD

Jurado Bruggeman D¹, Muñoz Montplet C¹, Agramunt Chaler S¹, Bueno Vizcarra M² y Duch Guillen MA²

¹Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Institut Català d'Oncologia-Girona, Girona.

²Instituto de Técnicas Energéticas. Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona.

Correspondencia: djurado@iconcologia.net

Palabras clave: Radioterapia, algoritmos, heterogeneidades, Acuros, artefactos

Introducción y objetivos

Acuros XB (AXB) [1] es un nuevo tipo de algoritmo de cálculo comercial que soluciona la ecuación de transporte de radiación de Boltzmann. Supone un paso adelante en cuanto que modeliza la física del problema y la resuelve desde una perspectiva macroscópica, así como Monte Carlo (MC) lo hace desde un punto de vista microscópico. AXB presenta peculiaridades específicas. Tres de estas características son el proceso interno de discretización, la asignación de materiales de composición atómica conocida a los vóxeles y el cálculo de base en términos de dosis en medio. En cuanto a la discretización, se realiza anisotrópicamente con resoluciones dependientes de los gradientes existentes en la zona considerada, independientemente de la resolución de la matriz de presentación de dosis. Respecto a la asignación de materiales, se realiza automáticamente a un material del cuerpo humano a partir de la densidad másica del vóxel. Por último, el cálculo de dosis se realiza en el medio y para obtener los resultados en agua es necesario realizar una conversión de forma análoga a MC. Estas particularidades conducen a resultados característicos en diversas situaciones clínicas como los artefactos de la TC debidos a elementos metálicos, pequeñas capas de aire, heterogeneidades propias del cuerpo, etc. Para acotar el estudio nos centraremos en caracterizar y evaluar el impacto en la distribución de dosis final proporcionada por AXB de heterogeneidades debidas a la presencia de pequeñas capas de aire entre el bolus y la piel.

Material y métodos

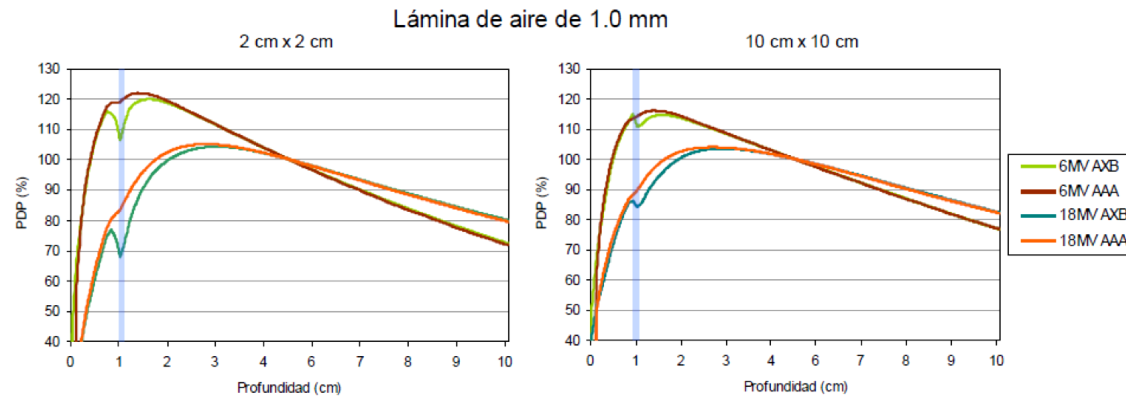
Los cálculos dosimétricos se realizan con AXB y AAA, de Varian Medical Systems, en sus versiones 10.0.28. AAA se utiliza para contextualizar los resultados frente a un algoritmo del tipo convolución/superposición. AXB se ha validado en agua y en heterogeneidades frente a MC y medidas experimentales [2]. La resolución de la matriz de presentación de dosis se fija a 1.0 mm y los resultados se presentan en términos de dosis en agua. Los diferentes artefactos se modelan a partir de un maniquí virtual de agua cúbico de 25.6 cm de lado en el sistema de planificación y 0.5 mm de tamaño de píxel en todas las dimensiones. Las heterogeneidades se modelan como láminas de aire dispuestas horizontalmente a 1 cm de profundidad. Para analizar la sensibilidad se consideran espesores de aire de 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0, 4.0 y 5.0 mm. Para caracterizar la dependencia con el tamaño de campo y la energía de la radiación, se realizan los cálculos para fotones de 6 y 18 MV y campos cuadrados de 2, 5, 10 y 15 cm de lado. El impacto dosimétrico de las heterogeneidades se analiza mediante la comparación de los porcentajes de dosis en profundidad (PDP) normalizados a 5 cm de profundidad. Para caracterizar la dependencia con la matriz de presentación de dosis se consideran tamaños de vóxel de 1.0, 2.0, 2.5 y 3.0 mm para la heterogeneidad de 1 mm. Por último, se estudia la influencia en la dispersión lateral analizando los perfiles de dosis, normalizados en el eje central del haz, sobre el maniquí modificado para que la heterogeneidad cubra solamente la mitad del campo.

Resultados y discusión

Tanto AXB como AAA son sensibles a la heterogeneidad de 0.5 mm de espesor siendo en este caso las diferencias en PDP inferiores al 2%. A partir de 1.0 mm las discrepancias crecen y se mantienen relativamente estables para los diferentes espesores considerados. Se muestran a modo de ejemplo los PDP para la capa de aire de 1.0 mm y los campos de 2 y 10 cm de lado.

AXB presenta un pico en la zona de la heterogeneidad que se acentúa al reducirse el tamaño de campo. Las diferencias con AAA crecen con la energía y disminuyen con el tamaño de campo, oscilando entre el 5 y el 30%. En cuanto a la resolución de la matriz de presentación de dosis, a medida que disminuye ésta el pico se degrada a un valor intermedio, disminuyendo el gradiente de dosis. Esta degradación se estabiliza a partir de los 2.0 mm de resolución, valor a partir del cual las diferencias de PDP con AAA oscilan entre el 5 y el 10%. Por último, con respecto a la dispersión lateral las diferencias en los perfiles se encuentran dentro del 2% excepto para el campo de 2 cm de lado en que llegan al 5%. En la situación clínica real en la que existen capas de aire entre el bolus y el paciente, el cálculo con AXB conlleva la aparición de zonas frías y calientes que no se obtienen con otros algoritmos. Estos resultados son más precisos, tal y como se concluye de las comparaciones con medidas experimentales y MC realizadas en condiciones similares [2]. La trascendencia clínica de estas zonas frías y calientes que aparecen con AXB es dudosa en base a la experiencia clínica adquirida. Sin embargo, dificultan el proceso de optimización de la planificación ya que empeoran la

homogeneidad de la distribución de dosis llegando a ocasionar incluso el incumplimiento de los criterios de aceptación de la dosimetría establecidos.



Conclusiones

AXB representa un paso adelante en cuanto a algoritmos de cálculo para la planificación de tratamientos. En algunas situaciones, las distribuciones de dosis que proporciona son significativamente diferentes a las obtenidas con otros algoritmos comercializados, lo que conlleva nuevos retos en cuanto a evaluación y optimización del tratamiento.

Bibliografía

- [1] Vassiliev ON, Wareing TA, McGhee J, Failla G, Salehpour MR, Mourtada F Validation of a new grid-based Boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams. *Phys. Med. Biol.* 2010; 55(3): 581-98
- [2] Bueno M, Duch MA, Jurado-Bruggeman D, Agramunt-Chaler S, Muñoz-Montplet C PD-0040 Dosimetric verification of Acuros XB in heterogeneities against experimental measurements and Monte Carlo methods. *Radiother&Oncol.* 2012; 105(3):S16

DETERMINACIÓN DEL MONTAJE EXPERIMENTAL IDONEO PARA LA EVALUACIÓN DE DISTRIBUCIONES BIDIMENSIONALES DE DOSIS EMPLEANDO EL MAPCHECK

Chinillach Ferrando N, Tortosa Oliver RA, Lorente Franco L, Morales Marco JC, Soler Catalán P y Andreu Martinez FJ

IMED Elche, Servicio Oncología Radioterápica, Elche, Alicante.

Correspondencia: nchinillach@imedhospitales.com

Palabras clave: Mapcheck, MapPHAN, SNCPatient, Función Gamma

Introducción y objetivos

Durante el proceso de comisionado y puesta en marcha del módulo de IMRT [1] nos planteamos cual sería el montaje experimental idóneo para la evaluación de las distribuciones bidimensionales de dosis empleando una matriz de detectores, teniendo en cuenta las distintas posibilidades que nos ofrecían los materiales de que disponíamos en el servicio, los cuales nos permiten realizar tres configuraciones distintas. El objetivo del estudio es determinar de los tres posibles montajes experimentales cual de ellos nos ofrecía unos resultados mejores para las verificaciones de las distribuciones bidimensionales de dosis en los tratamientos de IMRT, sin perder de vista la carga de trabajo que cada método conlleva.

Material y métodos

Para las verificaciones de IMRT en el hospital disponemos de una matriz de diodos MapCHECK (Sun Nuclear, Melbourne, FL), así mismo, se dispone de una montura isocéntrica (IMF) (Sun Nuclear, Melbourne, FL). El IMF está formado por una estructura rígida que permite anclar el MapCHECK al cabezal del acelerador alojándolo a una SDD de 100 cm y hasta 10 cm de planchas de PMMA para generar la región de acumulación, permitiendo a este girar solidariamente con el giro del brazo. Por último para simular la región de acumulación del MapCHECK también está a nuestra disposición el MapPHAN (Sun Nuclear, Melbourne, FL), es un maniquí de densidad equivalente a agua que se acopla al MapCHECK y permite posicionarlo en el isocentro mediante las marcas presentes en su superficie. Con todo esto, hemos diseñado tres montajes experimentales diferentes.

- Caso 1: Se aloja el MapCHECK en el MapPHAN y se sitúa a una SDD de 100cm sobre la mesa de tratamiento y disparando todos los haces a cero grados.
- Caso 2: Se ancla el MapCHECK al cabezal del acelerador mediante el uso del IMF con tres láminas de PMMA como región de acumulación que junto con los dos centímetros que tiene la matriz hacen un total de cinco centímetros, en este caso se disparan todos los haces a cero grados.
- Caso 3: Se ancla el MapCHECK al cabezal del acelerador mediante el uso del IMF con la misma cantidad de láminas de PMMA pero en este caso, se disparan todos los haces con el ángulo que tienen en el tratamiento.

Estos tres montajes experimentales nos van a permitir evaluar simultáneamente dos efectos, ya que comparando el caso 1 y el caso 2 comprobaremos la equivalencia entre PMMA y agua virtual. Con la comparación de los casos dos y tres, podremos evaluar la acción de la gravedad sobre las láminas del colimador multilamina (MLC). Se realizan dos TACs uno al MapCHECK alojado en el MapPHAN y otro al MapCHECK con tres láminas de PMMA en su superficie, estos dos TACs se importan como pacientes de verificación dentro del sistema de planificación ECLIPSE v.10 (Varian, Palo Alto, CA).

De entre los pacientes del centro se seleccionan cinco pacientes de próstata para el estudio, a cada uno de ellos se les realiza una planificación de IMRT, y los posteriores planes de verificación para evaluar cada uno de los tres casos propuestos en este trabajo. Para la creación de los planes de verificación es importante resaltar que se han volcado todos los haces a cero grados, aunque en el caso tres el MapCHECK gira solidariamente con el brazo del acelerador, la incidencia de haz es siempre perpendicular al plano de los detectores. Una vez planificados los planes de verificación se disparan en el acelerador de nuestro centro, un Clinac DHX (Varian, Palo Alto, CA) a una energía de 6 MV. El disparo es recogido por el MapCHECK y evaluado en el software del propio dispositivo "SNC Patient" (Sun Nuclear, Melbourne, FL). Se evalúan cada campo por separado y la suma de ambos para los cinco casos estudiados.

Resultados y discusión

Se han evaluado tal y como se refleja en el apartado anterior cada campo pero separado y la suma de todos ellos. Estas comparaciones se han realizado empleando el criterio Gamma[2]. Se han aplicado distintos valores de porcentaje de dosis y DTA (1%, 1 mm; 1.5%, 1.5 mm; 2%, 2mm; 2.5%, 2mm; 3%, 3mm). De estas comparaciones observamos que para valores superiores a 2%, 2mm apenas se aprecian diferencias, es en el caso de las comparaciones empleando los criterios de (1%, 1mm) donde se pone de manifiesto que se obtiene un mayor porcentaje de cumplimiento para el montaje experimental del caso 2. Siendo también buenos los resultados del caso tres y peores los resultados del caso uno.

Conclusiones

A la vista de los resultados hemos decidido emplear para las verificaciones de IMRT el montaje experimental del caso 3. A pesar de que resultados obtenidos para la comparación con 1%, 1mm son peores, si utilizamos los valores estándar (3%, 3mm) los resultados son perfectamente compatibles, así tenemos presente también la acción de la gravedad sobre las láminas. El montaje del caso 1 se ha descartado por que aunque implica una dificultad similar, introduce un mayor error en posicionamiento del detector.

Bibliografía

- [1] Van Duck, J., Barnett, R.B., Cygler, J.E., Shragge, P.C. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Radiant. Oncol. Phys.* 1993; 26: 261-273
- [2] Low, D.A., Harms, W.B., Mutic, S., Purdy, J.A. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med. Phys.* 1998; 25: 656-661

ANÁLISIS DEL IMPACTO DE LAS INCERTIDUMBRES EN EL MOVIMIENTO DE UN MLC AL EFECTUAR SBRT DE PRÓSTATA MEDIANTE IMAT

Reynés Llompart G, Sancho Kolster I, De Blas Piñol R, Modolell Farré I y Picón Olmos C

Institut Català d'Oncologia. L'Hospitalet de Llobregat. Barcelona.
Correspondencia: greynes@iconcologia.net

Palabras clave: IMAT, MLC, Tolerancias

Introducción y objetivos

Las técnicas de SBRT (Stereotactic Body Radiation Therapy), en las cuales, bien mediante un sistema de referencia externo, bien mediante el uso de IGRT (Image Guided Radiation Therapy), permiten mejorar la precisión en el tratamiento disminuyendo la dosis fuera del PTV y, por tanto, la probabilidad de complicación del tejido sano, lo que implica un incremento de la dosis biológica efectiva en el tumor. La necesidad de un alto gradiente de dosis para minimizar la dosis fuera del PTV, especialmente cuando la dosis por sesión es extremadamente alta, aconseja el uso de técnicas de IMAT (Intensity Modulated Arc Therapy)[1]. A finales del 2012 ha comenzado en nuestro centro el tratamiento de pacientes de próstata, dentro de un ensayo multicéntrico a dosis de 60 Gy normofraccionado en una primera etapa seguida de una sobreimpresión de 9 Gy en dosis única. La técnica utilizada para ambas dosimetrías ha sido de RapidArc (IMAT en aceleradores Varian). La incertidumbre en el posicionamiento de las láminas de un MLC en el caso de esta combinación de dosis alta y técnicas de modulación puede trasladarse de manera significativa a la distribución de dosis modificando los valores teóricos de la dosimetría. En la bibliografía se encuentran varias publicaciones que analizan los efectos de las incertidumbres en el posicionamiento del MLC para IMAT, separándolas en errores sistemáticos y errores aleatorios. Los primeros hacen referencia a desplazamientos completos de uno de los carros del MLC; en los segundos se hace referencia a desplazamientos de una sola lámina de forma aleatoria a lo largo del tratamiento. Se ha demostrado que este último caso no tiene prácticamente influencia en los tratamientos IMAT [2]. En el presente trabajo se analiza la influencia de los errores sistemáticos del MLC en la sobreimpresión de dicho estudio, y se comparan con las tolerancias admitidas en nuestro centro al resto de técnicas de irradiación.

Material y métodos

El protocolo de SBRT utilizado requiere el uso de RapidArc en la primera parte para minimizar la dosis impartida a recto y vejiga. Estos valores son críticamente dependientes del PTV tratado. Los valores de dosis a recto y vejiga condicionan la futura sobreimpresión de 9 Gy. El TAC de planificación requiere que el paciente presente una vejiga confortablemente llena y un recto vacío. El sistema de planificación utilizado es Eclipse (V10) de Varian y como algoritmo de cálculo se usa AAA (Analytical Anisotropic Algorithm de Varian). La unidad de tratamiento ha sido el TrueBeam (Varian). Las dosimetrías se realiza mediante RapidArc, fusionándose ambas dosimetrías para obtener las dosis totales a recto y vejiga. El TAC y el tratamiento se efectúan en el mismo día. Para evaluar el impacto, se han analizado los planes de 5 pacientes y se han exportado, desde Eclipse, en formato DICOM, a un programa creado en MATLAB R2007a. Este programa accede a los datos de posición del MLC y modifica el valor a voluntad del usuario, en total se han estudiado 7 casos. Se han simulado desplazamientos de banco de 0.1, 0.5, 1 y 1.2 mm. A continuación el plan DICOM modificado es devuelto a Eclipse donde se recalcula. En la valoración de los efectos dosimétricos de estas variaciones del MLC para los órganos de riesgo (OR) y para los PTV se han seguido las recomendaciones del ICRU 83. Los parámetros estudiados han sido D98% -dosis cerca del mínimo, D2% -dosis cerca del máximo- y D50% -dosis mediana. Adicionalmente en los PTV se ha calculado el índice de conformidad (IC) definido como la relación entre el volumen de la dosis de prescripción respecto el volumen del PTV.

Resultados y discusión

Los resultados obtenidos son resumidos en la tabla 1, se puede observar cómo se produce un incremento significativo en los índices estudiados al insertar errores de entre 0.5 y 1mm. Estos valores son coherentes con los valores en la tolerancia de 0.5mm y nivel de acción de 1mm de la incertidumbre sistemática en el banco del MLC que se usa en nuestro centro para el resto de técnicas de tratamiento. Pese a esto, el hecho de que la técnica estudiada sean dosis únicas de 9Gy puede aconsejar acercar la tolerancia al nivel de acción.

		+0.1mm (%)	+0.5mm (%)	+1mm (%)	+1.2mm (%)
PTV	D98	0.4±0.2	1.4±1.6	4.0±1.2	7.7±6
	D2	0.4±0.6	2.1±1.5	6.8±1.8	3.6±7
	D50	0.4±0.2	1.7±1.1	4.3±1.8	5.0±2
	IC	3.8±1.8	10.5±6	21.0±4	24.3±4.9
Vejiga	D2	1.9±3	4±3	6.5±3	8.1±4
	D98	3.5±7	8±6	10.9±5	10.2±4
	D50	0.9±0.7	2.9±3	6.5±4	12.6±10
Recto	D2	0.4±0.2	2.9±2	6.5±3	7.6±3
	D98	0.3±0.8	3.2±2	7.0±1.5	8.2±1.6
	D50	0.6±0.6	2.8±1.2	7.6±3	10.4±4

Tabla 1. Diferencias observadas respecto al plan original al introducir incertidumbres sistemáticas en el MLC.

Conclusiones

El presente trabajo muestra, a nivel dosimétrico, cómo la técnica de SBRT estudiada puede ser administrada, de forma segura, usando las tolerancias en la incertidumbre sistemática del carro del MLC aceptadas en el resto de técnicas usadas, aunque sugieren acercar el nivel de acción a las tolerancias para un mejor control de la respuesta clínica en este tipo de tratamientos.

Bibliografía

- [1] Agazaryan, N., Tenn, S., Chow, P., Lee, C., Lee, P., Steinberg, M., & King, C. (2010). Volumetric Modulated Arc Therapy Treatment Protocol for Hypo-fractionated Stereotactic Body Radiotherapy for Localized Prostate Cancer. ASTRO 2010
- [2] Betzel, G. T., Yi, B. Y., Niu, Y., & Yu, C. X. (2012). Is RapidArc more susceptible to delivery uncertainties than dynamic IMRT? Medical physics, 39(10), 5882–90.

VALIDACIÓN DE LA PUESTA EN MARCHA DE LA IMRT CON TRES MÉTODOS DOSIMÉTRICOS DE VERIFICACIÓN INDEPENDIENTES

Tortosa Oliver RA¹, Chinillach Ferrando N¹, Alonso Arrizabalaga S², Campayo Esteban JM², Morales Marco JC¹, Soler Catalán P¹ y Andreu Martínez FJ¹

¹IMED Elche, Servicio de Oncología Radioterápica, Elche.

²Hospital Clínico Universitario Valencia, Servicio de Radiofísico y PR. Valencia.

Correspondencia: rtortosa@imedhospitales.com

Palabras clave: IMRT, TG 119

Introducción y objetivos

En 2009, la AAPM¹ (Asociación Americana de Física Médica) publicó los resultados del grupo de trabajo TG119 para el comisionado de la técnica de la IMRT. Nuestro centro ha implementado recientemente esta técnica. Como validación de la misma se han empleado las recomendaciones del documento de la AAPM. Este informe proporciona los resultados de los centros participantes tanto en la planificación como en la verificación de 5 casos de IMRT de diferente complejidad. En el presente trabajo vamos a centrarnos en los resultados obtenidos por nuestro centro para la verificación de los resultados por tres métodos dosimétricos diferentes.

Material y métodos

El TG-119 propone 5 casos a analizar: Test C1: *Multitarget*, Test C2: *Prostate*, Test C3: *Head&Neck*, Test 4: *Cshape-easy*, Test 5: *Cshape-hard*. La planificación de los tratamientos se realizó con el sistema de planificación Eclipse v.10 (*Varian Medical Systems*) mediante optimización inversa, segmentación correspondiente para el tratamiento dinámico con *sliding window* y cálculo final de la distribución de dosis con el algoritmo AAA. La validación se realizó en nuestro acelerador Varian Clinac DHX. Se realizaron tres tipos de verificaciones dosimétricas (absoluta 1D, *portal dose image prediction (PDIP² Varian)* y 2D con matriz de diodos). La verificación dosimétrica 1D se realiza transfiriendo el plan a un maniquí de láminas *Plastic Water* (Sun Nuclear Corp.) de 30 cm x 30 cm x 15 cm con un alojamiento en la zona central donde se realizan medidas de dosis en punto con una cámara de ionización Standard Imaging A-18 de 0,125 cm³. Las diferencias en porcentaje se cuantifican dividiendo la diferencia entre la dosis medida y la planificada entre la dosis prescrita³. La verificación de dosimetría portal se realiza generando un plan en el propio planificador a distancia fuente-sistema de imagen de 100 cm, que realiza la transformación fluencia-dosis mediante el algoritmo PDIP. Los resultados se analizan usando un criterio gamma (3%-3mm) con y sin alineamiento de los campos y excluyendo aquellas zonas que reciben dosis por encima del 10% del máximo. La verificación dosimétrica 2D se mide con la matriz de diodos MapCHECK + 3 cm Plastic Water (Sun Nuclear Corp.) anclado con una montura isocéntrica al gantry. Los resultados se analizan usando un criterio gamma (3%-3mm, 2%-2mm) excluyendo aquellas zonas que reciben dosis por encima del 10% del máximo y normalizando al punto máximo de medida.

Resultados y discusión

Verificación dosimétrica 1D: La mayor diferencia se obtiene para el PTV del Test 4 (+3,4%). El resto de resultados son inferiores al 2,5% y se encuentran todos dentro del intervalo de confianza propuesto por el TG119 ($\pm 4,5\%$). Verificación dosimétrica con portal (PDIP): Tal y como se muestra en la *Tabla 1*, el porcentaje de puntos que cumple el criterio gamma es significativamente mayor en el caso del alineamiento automático de las imágenes del sistema portal (97,6% en promedio). Los dos métodos de análisis cumplen los resultados obtenidos por los centros del estudio TG119. Verificación dosimétrica 2D: Los resultados obtenidos para el criterio gamma propuesto son del 100% de los puntos. Con criterios más restrictivos (2%-3 mm y 2%-2mm) el porcentaje de puntos que supera el análisis es superior al 99%.

Campo	C1: Multitarget	C2: Prostate	C3: H&N	C4: Cshape easy	C5: Cshape hard
1	98,8	98,5	99,5	94,7	95,5
2	98,8	97,5	99,1	98,9	97,5
3	98,9	97,7	97,9		95,4
4	98,5	99	96,8	99,4	96,4
5	98,4	99	99,3	98,8	97,1
6	98,4	97,9	99,3	97,4	95,4
7	98,7	97,9	97,1	98,7	93,3
8			96,3	97,9	93,2
9			98,7	98	95,7

Tabla 1- Resultados del análisis g para el portal con auto-alineamiento

Conclusiones

El TG119 constituye un marco de referencia sencillo y claro para verificar la implementación de la técnica de IMRT en un servicio de Radioterapia. Las verificaciones de los tests recomendados en dicho documento realizadas con los tres métodos dosimétricos mencionados, permiten afirmar que nuestro centro está dentro de los márgenes de tolerancia considerados adecuados en el TG119 para la implementación clínica de la IMRT.

Bibliografía

- [1] Ezzel et al, IMRT Commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119, Medical Physics 36 (11), 5359-73, Nov. 2009
- [2] Eclipse Algorithm Reference Guide, P/N B502679R01B, April 2010
- [3] Mancuso et al, Comparison of action levels for patient-specific QA of IMRT and VMAT treatments. Med. Phys. 39 (7), 4378-85, July 2012

ANÁLISIS DE RESULTADOS DE LAS VERIFICACIONES DE IMRT EN CASI UN MILLAR DE PACIENTES

Richart J, Doval S, Perez-Calatayud J, Depiaggio M, Rodriguez S y Santos M

Hospital Clínica Benidorm, Benidorm. Alicante.
Correspondencia: josericchart@clinicabenidorm.com

Palabras clave: IMRT, dosimetría portal, control de calidad

Introducción y objetivos

Desde noviembre de 2006 se vienen realizando tratamientos de IMRT en la modalidad de sliding-window en nuestro Hospital. Las localizaciones principales de aplicación de esta técnica son: cabeza y cuello, próstata, y ginecológicas. Como es recomendado se realizan verificaciones específicas de cada plan tanto en análisis de fluencia como en medida ionométrica en un maniquí en el que se ha exportado el plan de IMRT. Los criterios adoptados son los bien establecidos basados fundamentalmente en la tolerancia 3%/3mm. Superado el millar de pacientes el objetivo de este trabajo es la presentación y análisis de los resultados obtenidos.

Material y métodos

El acelerador usado es un Varian CLINAC 2100CD con sistema de imagen portal aSi500. Todos los planes se verifican mediante dos métodos: dosimetría portal y medida ionométrica. Para la dosimetría portal se usa la aplicación portal dosimetry (Varian) integrada junto con el Sistema de Planificación Eclipse en la red VARIS/ARIA 11. Dadas las condiciones especiales de relación con dosis e incertidumbre de este sistema de dosimetría portal, se decidió complementarlo con otro método, en este caso el método tradicional de medida con microcámara. La cámara utilizada es una Pin-Point (PTW) en el seno de un maniquí cilíndrico capaz de albergar tanto la cámara como película radicrómica, maniquí desarrollado por el Hospital en colaboración con SIHO. Para el análisis de la medida ionométrica se compara la dosis medida frente a la calculada en una malla de puntos de extensión 3 mm por similitud al criterio gamma.

Resultados y discusión

Los resultados de las verificaciones con el sistema portal han sido todos ellos aceptables dentro del gamma definida 3%/3mm con pequeñas áreas en regiones de alto gradiente que no superan el 5%/5mm, siguiendo las recomendaciones de ESTRO. La gran ventaja de este procedimiento es su rapidez y el análisis completo de las fluencias. Los resultados de la comparación de la dosis medida vs calculada han sido -0.8% con una desviación estándar de 1.5%. El procedimiento de realización de ambas verificaciones se ha optimizado tomando aproximadamente 5 min. de acelerador y 5 min. de análisis.

Conclusiones

En este trabajo se presentan los resultados obtenidos en la verificación con el primer millar de pacientes en los que se ha utilizado la técnica de IMRT. La experiencia en el uso de esta metodología es que la misma es eficiente en su aplicación práctica siendo deseable una mayor adecuación del producto portal dosimetry cara a mejorar su relación con la dosis, flexibilidad en el análisis y corrección de la posible acción de la gravedad en el brazo.

MÉTRICA PARA DESCRIBIR EL EMBORRONAMIENTO EN PET

Huerga Cabrerizo C¹, Castro Tejero P², Corredoira Silva E¹, Plaza Aparicio R¹, Luquero Llopis N¹, Ferrer Gracia C¹ y Serrada Hierro A¹

¹Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz, Madrid.

²Hospital Universitario Puerta de Hierro, Servicio de Radiofísica. Madrid.

Correspondencia: carlos.huerga@salud.madrid.org

Palabras clave: PET segmentación umbral contorno blurring

Introducción y objetivos

El uso de imágenes provenientes de la medicina nuclear se ha convertido en muy poco tiempo en un standard en las etapas de planificación de en la radioterapia. Estas imágenes metabólicas y moleculares adolecen de una falta de nitidez que le son características y que dificultan el proceso de contorno al ser difícil de precisar los límites del tejido. Los métodos de segmentación por umbrales usan parámetros como el tamaño del tumor y la relación señal ruido para definir mediante métodos iterativos el nivel de actividad relativa al máximo a aplicar [1]. En la actualidad no hay consenso para el establecimiento del umbral adecuado [2]. Este problema se agudiza cuando se consideran volúmenes en movimiento o también aquellos cuyo borde no es una función escalón, como es el caso de los tejidos reales, donde la densidad clonogénica variable en el borde del tejido supone un perfil variable en los valores de captación. La hipótesis de este trabajo es que todos estos efectos, tamaño del objeto, relación señal fondo, borde de captación variable y movimiento, se suman al mismo nivel a la hora de producir un emborronamiento. Por ello, pretendemos establecer una figura de mérito que sirva como una métrica del emborronamiento y que determine sin ambigüedad el valor umbral a elegir.

Material y métodos

Se ha cuantificado la magnitud del emborronamiento en imágenes PET- 18-fluoro-deoxy-glucosa y sobre maniquí en diferentes condiciones de adquisición. El equipo utilizado es un equipo híbrido PET/CT Discovery LS de General Electric. El maniquí es el denominado IEC Body Phantom 2001 de NEMA. Se trata de un maniquí de metacrilato cuya sección simula la de un tórax humano provisto de 6 insertos individuales con forma de esfera de diámetros internos de 10, 13, 17, 22, 28 y 37 mm. El espesor de las paredes de las esferas es de 1 mm. Las esferas se pueden rellenar con una disolución de radionucleido para simular lesiones de diferentes tamaños. Con objeto de evaluar la influencia del movimiento, se realizaron adquisiciones colocando el maniquí NEMA sobre el dispositivo Quasar Respiratory Motion Assay (Quasar, Modus Medical Devices, London, Canadá), que consiste en una plataforma plana sobre la que se puede producir un movimiento periódico mediante un motor rotatorio. Se tienen por tanto imágenes adquiridas con objetos de diferentes tamaños, con relación señal/fondo variable y con el maniquí en movimiento armónico simple (MAS) de diferentes amplitudes. En la tabla se da un listado

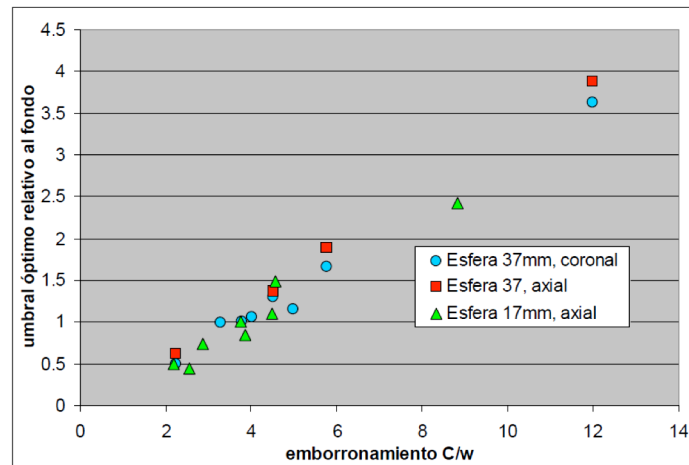
Adq ID	Relación Señal/Fondo Nominal	Tipo adq	Amplitud movimiento (mm)
1	Infinito	Estático	0
2	18.6	Estático	0
3	8.4	Estático	0
4	4.5	Estático	0
5	12.6	Estático	0
6	12.6	MAS	3
7	12.6	MAS	6
8	12.6	MAS	9
9	12.6	MAS	12
10	12.6	MAS	15

de las diferentes adquisiciones. La medida del emborronamiento global de la imagen se realiza tomando perfiles sobre el borde de la esfera de mayor tamaño, siguiendo la dirección de máximo gradiente (dirección radial al tratarse de esferas) en las 3

direcciones espaciales. Estos perfiles son ajustados a la suma de gaussianas y llamamos ancho w a la suma de las distancias de los cortes con los ejes (ceros) de la segunda derivada de cada gaussiana. Previo a la toma de perfiles se aumenta la resolución de las imágenes un factor 4, aplicando interpolación cúbica para determinación subpixel de este ancho. Por otro lado, se mide el contraste local, C , como medida de la diferencia de altura a ambos lados del borde, que es en definitiva una estimación de la relación señal/ruido local. La métrica del emborronamiento vendría dada por la relación C/w .

Resultados y discusión

Usaremos esta métrica relacionándola con el umbral de actividad relativo al fondo medido en cada serie de la tabla 1 en el ecuador de la esfera grande. En la figura se representa como ejemplo la relación entre el emborronamiento y el umbral óptimo en 3 situaciones diferentes. Considerando la dirección coronal, la dirección axial y utilizando el valor de w medido en la esfera grande para en un objeto de mucho menor tamaño.



La idea es que w captura la parte del emborronamiento de forma global y por eso se mide para la esfera de mayor tamaño y C recoge la información relativa a la pérdida de señal por efecto del volumen parcial y se mide para cada objeto.

Conclusiones

Como se puede ver a través de C/w se puede obtener el umbral óptimo a través de una relación lineal simple y que abarca tanto objetos de diferentes tamaños como diferentes fondos radiactivos e incluye tanto objetos en movimiento como estáticos.

Bibliografía

- [1] Drever L, Roa W, McEwan A, Robinson D. Iterative threshold segmentation for PET target volume delineation. Med Phys 2007; 34(4):1253-65.
- [2] Riegel AC, Bucci MK, Mawlawi OR, Johnson V, Moiz A, Sun X, et al . Target definition of moving lung tumors in positron emission tomography: Correlation of optimal activity concentration thresholds with object size, motion extent, and source-to-background ratio. Med Phys 2010; 37(4):1742-52.

ESTUDIO DE LOS PARÁMETROS DOSIMÉTRICOS LIMITANTES EN LA PATOLOGÍA DE PULMÓN. DIFERENCIAS EN EL USO DE LOS VOLÚMENES PULMÓN-GTV Y PULMÓN-PTV

Granero Cabañero D¹, Almendros Blanco P², García Hernández T¹, Vicedo González A¹, Brualla L¹, Hernández A¹, Solera C¹, Serrano A, Rosello J¹

¹Servicio de Radiofísica. ERESA Hospital General Universitario.Valencia.

²Servicio de Radioterapia. ERESA Hospital General Universitario.Valencia.

Correspondencia: domingo.Granero@gmail.com

Palabras clave: Pulmón, V20, V30, parámetros limitantes

Introducción y objetivos

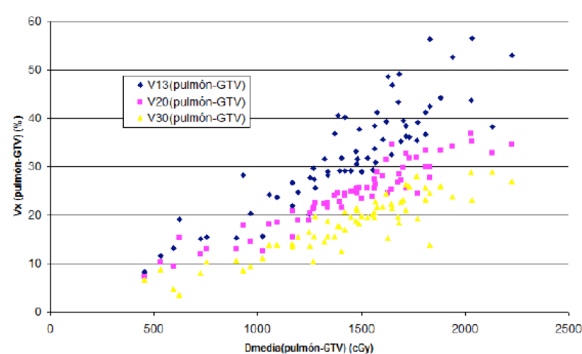
En la patología de pulmón para valorar la toxicidad de éste habitualmente se usan los parámetros dosimétricos V13, V20, V30 y la dosis media, siendo los más usados el V20 y el V30. Al volumen de pulmón utilizado para valorar estos parámetros se le suele restar el volumen del PTV aunque en algunos estudios se habla de la conveniencia de restarle sólo el GTV. El objetivo de este trabajo es estudiar las diferencias existentes entre el uso del volumen de pulmón-GTV y pulmón-PTV para evaluar la toxicidad pulmonar y también estudiar las relaciones existentes entre los parámetros V13, V20, V30 y dosis media de los volúmenes pulmón, pulmón-PTV y pulmón-GTV. Se ha estudiado además la posible relación entre los volúmenes de GTV, PTV y volumen de pulmón con los parámetros dosimétricos descritos anteriormente.

Material y métodos

Se han obtenido los V13, V20, V30, dosis media, volumen de pulmón, volumen de pulmón-PTV, volumen de pulmón-GTV, volumen de GTV y volumen de PTV para un total de 65 pacientes afectados de carcinoma de pulmón. Todos estos pacientes se han tratado usando radioterapia conformada 3D con una dosis de prescripción entre 54 y 60 Gy. Se han estudiado las relaciones existentes entre todos los parámetros dosimétricos y volúmenes descritos anteriormente.

Resultados y discusión

Se han encontrado diferencias significativas en los parámetros V13, V20 y V30 del volumen pulmón-PTV respecto al pulmón-GTV, siendo la diferencia media un 3.5%, 4.0% y 4.3% mayor para el V13, V20 y V30 del volumen pulmón-GTV que para el volumen pulmón-PTV. Se ha encontrado además una fuerte correlación entre los parámetros V13, V20, V30 y dosis media de los volúmenes pulmón-PTV y pulmón-GTV. No se ha encontrado relación entre la dosis total y el V13, V20 y V30. Tampoco se ha encontrado una relación clara entre los volúmenes de GTV y PTV y los V13, V20 y V30 del pulmón-GTV y del pulmón-PTV.



Conclusiones

En este trabajo se han estudiado las relaciones existentes entre los diferentes parámetros dosimétricos usados para evaluar la toxicidad en el pulmón. Se ha encontrado una correlación entre el V13, V20, V30 y Dmedia del pulmón-PTV y GTV. Se ha encontrado también que evaluar el V13, V20, V30 y Dmedia del volumen pulmón-PTV difiere significativamente de evaluarlo con el volumen pulmón-GTV no habiendo una indicación clara en el uso de uno u otro.

CALIBRACION DE PELÍCULA RADIOCRÓMICA EBT2 PARA FUENTES DE I-125 ENCAPSULADO

Huerga Cabrerizo C, Luquero Llopis N, de la Torre Hernández I, Ferrer Gracia C, Corredoira Silva E y Serrada Hierro A

Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz. Madrid.
 Correspondencia: carlos.huerga@salud.madrid.org

Palabras clave: Radiocrómicas EBT2 I-125 calibración

Introducción y objetivos

Para usar la película radiocrómica como detector de dosis absoluta para el ^{125}I es necesario establecer su curva de calibración. Para ello hay que considerar la dependencia energética de este tipo de películas que según algunos autores [2] es superior al 25% para las relación de calidades 25kVp/6MVp, sin embargo, otros autores [3][4][5] obtienen dependencias energéticas inferiores a 10%. En particular, los trabajos [4] [5] son sobre películas EBT2 de nuestro interés y concretamente el trabajo [5] donde se obtiene la curva de calibración para el ^{125}I . En este trabajo se determina la curva de calibración en dosis absoluta para fuentes de I125 encapsuladas estimando su incertidumbre. Con objeto de valorar la dependencia energética se compara con la curva de calibración obtenida para un acelerador de 6MV.

Material y métodos

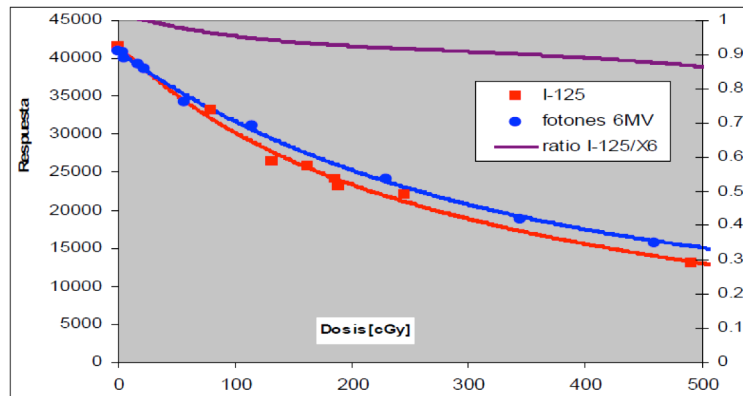
Las fuentes encapsuladas de ^{125}I son modelo I25.S06 de BEBIG con un Air Kerma Strength (SK) Tasa de Kerma de Referencia en Aire (TKRA) de 5.58U ($1\text{U}=1\mu\text{Gyh}^{-1}\text{m}^2$) en el momento de la medida. Se utiliza una película radiocrómica EBT2 Lote: A06271103 recortada en piezas de $2\times 2\text{ cm}^2$, la calibración se realiza en el plano 5.4mm colocando sobre la semilla 5mm de material equivalente a agua y sobre el mismo las piezas recortadas de EBT2. El conjunto está envuelto en material que actúa como retrodispersor. Se calcula la tasa de dosis en el plano considerado siguiendo el TG-43U1 [1] utilizando el SK medido con el cámara de ionización Sourcecheck TM34051. La curva de calibración en el acelerador se realiza mediante maniquí de RW3 colocando recortes de película a 10cm de profundidad. La tasa de dosis cGy/UM a esa profundidad se ha medido con cámara de ionización utilizando el formalismo del TRS-398. En ambos casos se estima la incertidumbre de la medida. Las lecturas de las películas se han realizado a las 2 días después de la exposición en un escáner UMAX powerlook 2100XL en el canal rojo con resolución 72ppp. Como valor de respuesta para las películas del acelerador se toma la media una roi de 1cm de diámetro, para la curva del ^{125}I se toma la media de los 8 píxeles máximos. Se han obtenido las curvas de calibración de 0 a 500 cGy.

Resultados y discusión

En la tabla se muestra las componentes de incertidumbre.

Componentes Globales de Incertidumbre a la Dosis	Curva de calibración para el ^{125}I encapsulado		Curva de calibración para fotones de 6MV	
U dosis medida cámara de ionización	3%	Sk	1.5%	TRS-398
U cálculo de dosis según TG43U1	5%	En el eje según AAPM a añadir Sk	-	
U setup película	5%	Debido a incertidumbre en el posicionamiento	0.2%	Incertidumbre en el posicionamiento
U lectura radiocrómica	3.6%	SNR Fondo(1%) SNR en irradiadas (2%), reprod.film-film (2%) Repetición scan (2%)	3.2%	SNR Fondo(1%) SNR en irradiadas (1%), reprod.film-film (2%) Repetición scan (2%)
U TOTAL K=1(suma cuadrática)	11.7%		3.5%	

En la figura se muestran las curvas de calibración para fotones de 6MV y fotones de 125I, también se muestra el ratio entre ambas



Las diferencias entre ambas curvas de calibración son inferiores al 10% para una dosis acumulada del 2Gy y del 15% para 5Gy. Estos resultados coinciden con otros autores al tener en cuenta a incertidumbres estimadas. La incertidumbre estimada para la curva de calibración del I- 125 es del 12%, un valor muy superior a la obtenida para la curva de calibración del acelerador, esta diferencia tiene varias fuentes. Primero, la incertidumbre asignada al cálculo, se ha aplicado según [1] la incertidumbre en los factores $g(r)$ y Λ . Otra fuente de incertidumbre importante es la asociada al setup de la película, dado el fuerte gradiente de dosis.

Conclusiones

Se ha verificado que existe una débil dependencia energética en la película radiocrómica EBT2, que la hace viable para su uso en la dosimetría absoluta y relativa de fuentes encapsuladas de I-125.

Bibliografía

- [1] Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Huq MS, Ibbott GS, et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys* 2004; 31(3):633-74, 2004.
- [2] Richer C, Pawelke J, Karch L, Woithe J. Energy dependence of EBT-1 radiochromic film response for photon (10kVp-15MVp) and electron beams (6-18 MeV) readout by a flatbed scanner. *Med Phys* 2009; 36(12):5506-14.
- [3] Butson MJ, Cheung T, Yu PK. Weak energy dependence of EBT radiochromic film dose response in the 50kVp-10MVp X-ray range. *Appl Radiat Isot* 2006;64:60-2.
- [4] Arjomandy B, Taylor R, Anand A, Sahoo N, Gillin M, Prado K, Vicic M. Energy dependence and dose response of Gafchromic EBT2 film over a wide range of photon, electron, and proton beam energies. *Med Phys* 2010; 37(5):1942-47.
- [5] Acar H, Chiu-Tsao ST, Ozbay I, Lemikler G, Tuncer S. Evaluation of material heterogeneity dosimetric effects using radiochromic film for COMS eye plaques loaded with 125I seeds (model I25.S16). *Med Phys* 2013; 40(1).

ERRORES SISTEMÁTICOS Y ALEATORIOS EN LOS TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA

Quiñones Rodríguez LA¹, Salas Buzón MC², Castro Ramírez IJ¹, Iborra Oquendo MA¹, Ureña Llinares A¹, Angulo Paín E¹, Ramos Caballero LJ¹, Seguro Fernández A¹ y Mora Meléndez R¹.

¹U.G.C. Radiofísica. Hospital Puerta del Mar. Cádiz.

²Unidad de Radioterapia. Hospital Puerta del Mar. Cádiz.

Correspondencia:

Palabras clave: Errores sistemáticos, errores aleatorios, marcas fiduciales, próstata

Introducción y objetivos

Sabemos que la precisión geométrica de los tratamientos en radioterapia está afectada por diferentes factores que van a definir el margen necesario que hay que dar al CTV para no comprometer la eficacia del tratamiento. En los tratamientos de próstata, las mayores fuentes de incertidumbre geométrica vienen dadas por los movimientos interfacción del tumor y las asociadas con el posicionamiento diario del paciente. Ambas incertidumbres, como conjunto, tienen una componente aleatoria y otra sistemática que deberíamos conocer. La primera produce que la distribución de dosis se difumine alrededor del CTV mientras que la segunda produce un desplazamiento de estas isodosis. Una de las soluciones que se han dado para eliminar estas fuentes de incertidumbre es el implante de marcas fiduciales en la próstata. El objetivo de este trabajo es el análisis de los datos de desplazamientos llevados a cabo según esas marcas y utilizar estos resultados para calcular cuál sería el valor de la incertidumbre sistemática y aleatoria en los tratamientos en los que no usásemos estas marcas fiduciales. El paso siguiente, el del cálculo de unos márgenes “ad hoc” al CTV para crear nuestro PTV, sería inmediato usando alguna de los métodos de la literatura.

Material y métodos

27 pacientes con cáncer de próstata fueron tratados durante 38 sesiones en un acelerador Siemens Onco Impresion+ equipado con un sistema de IGRT Flat Panel de Megavoltaje. La inmovilización utilizada durante los tratamientos consistió en un reposarodillas para el hueso poplíteo y un inmovilizador de pies. En cada una de las sesiones de tratamiento se establecieron los desplazamientos del isocentro de tratamiento respecto al teórico mediante dos placas ortogonales. Posteriormente, mediante el software de adquisición y reconstrucción instalado en la estación Coherence Therapist, se calcularon los movimientos del paciente a partir de la posición de las cuatro marcas fiduciales del día de tratamiento respecto a las de referencia establecidas en la planificación de éste. Para obtener las incertidumbres sistemáticas y aleatorias, calcularemos el error medio poblacional total sistemático (M_{pop}) que debería ser cercano a cero, el error sistemático poblacional (Σ_{set-up}) y el error aleatorio poblacional (σ_{set-up}).

$$m_{individual} = \frac{\Delta_1 + \Delta_2 + \dots + \Delta_n}{n} \quad \sigma = \sqrt{\frac{(\Delta_1 - m)^2 + (\Delta_2 - m)^2 + \dots + (\Delta_n - m)^2}{n-1}}$$

$$M = \frac{m_1 + m_2 + \dots + m_p}{p} \quad \Sigma_{set-up} = \sqrt{\frac{\sum_i (m_i - M_{pop})^2}{p-1}} \quad \sigma_{set-up} = \frac{\sum_i \sigma_i}{p}$$

Resultados y discusión

En la tabla podemos ver como el error sistemático poblacional total es pequeño, inferior a 2 mm, en la dirección longitudinal y lateral, mientras que en la dirección vertical es algo superior a 2 mm siendo en esta dirección donde se dan las mayores incertidumbres tanto sistemáticas como aleatorias. Esto estaría en concordancia con los movimientos propios de la próstata debido a la variación de volumen de la vejiga y el recto. También observamos que las incertidumbres sistemáticas, aún siendo del mismo orden que las aleatorias en todas las direcciones, son algo superiores, lo que podría estar relacionado con la preparación del recto y la vejiga de los pacientes en las sesiones de tratamiento respecto a la preparación en la simulación en TAC.

ERROR SISTEMÁTICO MEDIO POBLACIONAL TOTAL ERROR (M_{pop})		
VERTICAL (mm)	LATERAL (mm)	LONGITUDINAL (mm)
3.0	-2.0	-1.8
ERROR SISTEMÁTICO POBLACIONAL (Σ_{set-up})		
VERTICAL (mm)	LATERAL (mm)	LONGITUDINAL (mm)
4.3	3.8	3.1
ERROR ALEATORIO POBLACIONAL (σ_{set-up})		
VERTICAL (mm)	LATERAL (mm)	LONGITUDINAL (mm)
4.1	2.4	2.6

Conclusiones

Ahora conocemos las incertidumbres sistemáticas y aleatorias en los tratamientos de próstata en los que no usemos marcas fiduciales, lo que nos permitirá calcular márgenes “ad hoc” que aplicar a nuestro CTV para obtener el PTV. También hemos obtenido el error medio sistemático poblacional total cuyo valor indica que no estamos cometiendo errores sistemáticos de importancia en nuestros tratamientos de próstata. El mayor se da en la dirección vertical y podríamos atribuirlo a la preparación del recto para la realización del TAC.

Bibliografía

- [1] On target: ensuring geometric accuracy in radiotherapy. The Royal College of Radiologist.
- [2] Image Guided IMRT. Springer. ISBN 978-3-540-20511-1

CONTROL DE CALIDAD EN RADIOCIRUGÍA: DOSIMETRÍA CON MICROCÁMARA EN MANIQUÍ ESFÉRICO

Casado Villalón FJ, Navarro Guirado F, García Pareja S, Benítez Villegas EM, Galán Montenegro P y Moreno Sáiz C

Unidad de Gestión Clínica de Radiofísica Hospitalaria. H.R.U. Carlos Haya. Málaga.
Correspondencia: fcoj.casado@gmail.com

Palabras clave: Radiocirugía, microcámara, maniquí Lucy, control de calidad

Introducción y objetivos

La dosimetría de campos pequeños forma parte del control de calidad en tratamientos de radiocirugía craneal. En este trabajo se comparan los resultados de dosis absorbida en el isocentro, procedentes del planificador, con los obtenidos experimentalmente con una microcámara en un maniquí esférico.

Material y métodos

En el maniquí acrílico de forma esférica Lucy (Standard Imaging) se inserta la microcámara de ionización PinPoint 31016 conectada al electrómetro UNIDOS 10001, ambos de PTW. Se realiza el montaje del maniquí en el marco estereotáxico (BrainLAB), utilizando para su colocación el posicionador-localizador de uso clínico (BrainLAB). La irradiación se lleva a cabo con fotones de 6 MV de un acelerador Varian 600 DBX sobre el que se acopla un micromultiláminas m3 de BrainLab. Se verifican tres tratamientos de radiocirugía con arcos dinámicos (19 en total) y dos de radioterapia estereotáxica fraccionada con haces estáticos (17 en total). Los valores experimentales de dosis absorbida en el isocentro se comparan con los proporcionados por el sistema de planificación iPlan 4.1 de BrainLAB sobre el citado maniquí.

Resultados y discusión

Para los planes de haces estáticos se pueden distinguir dos casos: cuando la perspectiva del haz contiene al isocentro (campos que “ven” al isocentro) y cuando queda fuera (campos excéntricos). En el primer caso se obtienen diferencias totales de dosis absorbida inferiores al 1%, aunque se encuentran valores de hasta un 3.5% para algún campo aislado. Para campos excéntricos esta diferencia crece hasta el 30%, por estar el detector en una zona que carece de las condiciones necesarias para medir dosis absorbida. En los planes de arcos dinámicos las diferencias totales también son inferiores al 1%, siendo los valores para cada arco individual menores del 2%. En este caso, la perspectiva del haz para todos los arcos contiene al isocentro en su recorrido. La dosis absorbida medida en el isocentro para cada plan de tratamiento es inferior a la de tolerancia sugerida por la referencia [1], establecida en un 2-3%. Para campos excéntricos las discrepancias son elevadas, aunque la contribución al isocentro de estos haces es muy pequeña en términos absolutos.

Conclusiones

En lo referente a la dosis absorbida en el isocentro, el control de calidad dosimétrico en tratamientos de radiocirugía craneal con el maniquí esférico Lucy y microcámara ofrece valores adecuados para las tolerancias recomendadas.

Bibliografía

[1] Ramaseshan, R and Heydarian, M. Comprehensive quality assurance for stereotactic radiosurgery treatments. Phys. Med. Biol. 48 (2003) N199–N205.

ANÁLISIS DEL EFECTO TONGUE AND GROOVE DE TRES COLIMADORES MULTILÁMINAS DIFERENTES UTILIZANDO PELÍCULA RADIOCRÓMICA EBT-2

Adaimi Hernández P¹, Cabello Murillo E², Clemente Gutiérrez F³, Díaz Fuentes R², Fernández Bedoya V², Ferrando Sánchez A², Milanés Gaillet A¹, Eugui Martínez R¹

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid.

²Servicio de Oncología Radioterápica. Sección de Radiofísica. Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid.

³Servicio de Oncología Radioterápica. Sección de Radiofísica. Hospital Central de la Defensa Gómez Ulla. Madrid.

Correspondencia: pedroadaimi@hotmail.com

Palabras clave: Tongue and Groove, colimador multiláminas, película radiocrómica, diodo.

Introducción y objetivos

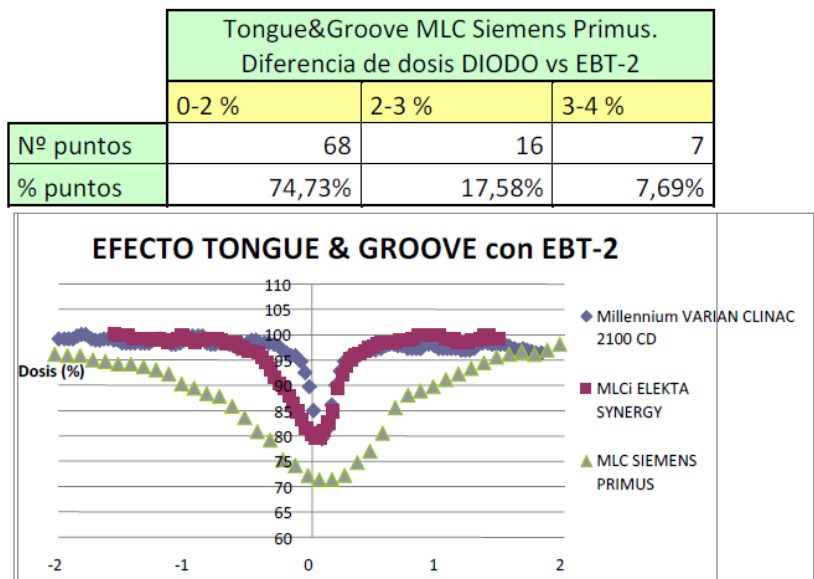
El efecto Tongue and Groove o machihembrado, es una característica importante en el diseño de los colimadores multiláminas (MLC)^{[1], [2]}, sobre todo si se realizan tratamientos de IMRT donde el número de campos empleados en los tratamientos es mucho mayor que en los tratamientos convencionales de radioterapia 3D conformada y por tanto cobra mayor importancia la transmisión interlámina. Se muestra un procedimiento de medida del efecto Tongue and Groove con película radiocrómica, utilizando de forma complementaria las medidas dadas por un detector de semiconductor. Se presentan en este trabajo los resultados obtenidos con película radiocrómica en los MLC de tres aceleradores de diferentes fabricantes.

Material y métodos

En primer lugar se ha medido el efecto Tongue and Groove, obteniendo un perfil en maniquí de agua para una energía de 6 MV en un acelerador Siemens Primus (MLC Siemens) con un diodo de campo PFD-3G y un diodo de referencia RFD-3G en un analizador de haces 3D RFA-300 de Scanditronix Wellhöfer. Para ello se han irradiado una serie de campos complementarios de forma sucesiva con 200 unidades de monitor (UM) cada uno a una profundidad de 2 cm en agua y a una distancia foco-superficie de 100 cm, obteniéndose el perfil en dirección perpendicular al movimiento de las láminas, zona donde el multiláminas está reforzado con el machihembrado. A continuación se midió el efecto Tongue and Groove para los mismos campos complementarios con película radiocrómica EBT-2 en los aceleradores Siemens Primus (MLC Siemens), Varian Clinac 2100 CD (MLC Millennium) y Elekta Synergy (MLC modelo MLCi) con 200 UM, a 2 cm de profundidad, y distancia foco-película de 100 cm en maniquí de RW3 de PTW Freiburg. Las películas radiocrómicas fueron analizadas^{[3], [4]} 24 horas después de su irradiación con un escáner Epson Expression 10000 XL, y se estudiaron los perfiles de dosis en la dirección en la que se produce dicho efecto, exportando los datos a una hoja Excel para su análisis posterior.

Resultados y discusión

De la comparación de las medidas entre diodo y película, se obtiene que el 92,31% de los puntos evaluados tienen una desviación de la dosis menor que el 3%, siendo el punto de desviación máxima de un 3,78%. El punto de dosis mínima para las medidas con diodo es de un 70,59% de la dosis máxima, mientras que para película radiocrómica EBT-2 es de un 71,28 %, lo que indica que ambos sistemas de medida son compatibles, con una desviación de un 0,98% entre ambos. De la utilización de la película radiocrómica para la medida del efecto Tongue and Groove en los tres aceleradores lineales se han obtenido los siguientes resultados: para el MLC Siemens Primus, la disminución de la dosis por el efecto Tongue and Groove es de un 28,72%, para el MLC Millennium del Clinac 2100 CD de Varian, es de un 20,53 %, y para el MLCi de Elekta, es de un 20,52%.



Conclusiones

De las medidas realizadas del efecto Tongue and Groove con película radiocrómica se concluye que el MLC del acelerador Siemens Primus es el que mayor infradosificación produce en la unión de campos complementarios, mientras que para los MLC Millenium y MLCi de los aceleradores Clinac 2100 CD de Varian y Synergy de Elekta respectivamente, el porcentaje de disminución de dosis es similar entre ellos y menor que en el MLC Siemens Primus. Es por tanto mucho más importante la transmisión interlámina del MLC Siemens que de los otros colimadores, lo cual es congruente con el diseño de unas láminas concebidas para realizar las funciones de mandíbula, cosa que no ocurre con el diseño del MLC de Varian o Elekta. La facilidad y comodidad de la utilización de las películas radiocrómicas una vez calibradas, hace que éstas sean un buen detector para la evaluación del efecto Tongue and Groove de los MLC de aceleradores.

Bibliografía

[1] “Protocolo de Control de Calidad en aceleradores de electrones para uso médico”. Sociedad Española de Física Médica. SEFM (2009).

[2] “AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 50. Report 72: Basic Applications of Multileaf Collimators”. Med.Phys. (2001)

[3] “AAPM Radiation Therapy Committee Tak Group 55. Report 63: Radiochromic Film Dosimetry. Recommendations of AAPM TG 55”. Med.Phys. 25 (1998) 2093-2115.

[4] “Evaluation and optimization of the new EBT2 radiochromic film dosimetry system for patient dose verification in radiotherapy”. L Richley, A C John, H Coomber and S Fletcher. Phys. Med. Biol. 55 (2010) 2601–2617.

DETERMINACIÓN ESTUDIO COMPARATIVO DE TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE ESÓFAGO CON TOMOTERAPIA HELICOIDAL, IMRT DINÁMICA Y 3DCRT

Pinto Monedero M, Sánchez Rubio P y Rodríguez Romero R

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda. Madrid.
Correspondencia: maria.pinto.mpm@gmail.com

Palabras clave: Cáncer de esófago, tomoterapia helicoidal, IMRT, 3DCRT

Introducción y objetivos

La radioterapia se ha convertido en una alternativa a la cirugía [1] para pacientes con carcinoma de esófago. Este tipo de tratamientos presenta una elevada complejidad debido a la proximidad de un gran número de órganos de riesgo (*Organs at Risk*, OARs) al volumen blanco de planificación (*Planning Treatment Volumen*, PTV), tales como pulmones, corazón, médula espinal, hígado y riñones [2]. Por tanto, técnicas de tratamiento que proporcionen mayor conformación del PTV y menor dosis a los OARs, como las modalidades de radioterapia de intensidad modulada, dinámica (dIMRT) o tomoterapia helicoidal (HT), permitirán reducir la toxicidad del tratamiento e incluso aumentar la dosis impartida al tumor, mejorando así la supervivencia y el control tumoral local [2]. El objetivo de este trabajo es comparar la eficacia de los tratamientos de radioterapia de intensidad modulada dinámica y tomoterapia helicoidal en casos de cáncer de esófago, en cuanto a cubrimiento del PTV y reducción de dosis en los OARs, frente a los tratamientos de radioterapia 3D conformada.

Material y métodos

Nueve pacientes tratados en la unidad *TomoTherapy Hi-Art II* y planificados con el sistema de planificación *TomoTherapy* versión 4.0.4, empleando apertura de mordaza de 2.5 cm, pitch 0.287 y factor de modulación entre 1.8 y 2, fueron retrospectivamente replanificados en el sistema de planificación *XiO® Radiation Therapy Planning System* versión 4.62 empleando técnica 3DCRT y dIMRT. Para la planificación 3DCRT se utilizaron cuatro campos de 15 MV: anterior, posterior, lateral izquierdo y lateral derecho. En algunos casos fue necesario emplear combinaciones de haces de 6 o 15 MV, junto con el uso de cuñas para mejorar la homogeneidad de la distribución, y/o modificaciones de las incidencias laterales, en función de la anatomía, para facilitar la protección de corazón o hígado. En los planes de dIMRT se dispusieron siete haces de 6 MV, espaciados cada 50° y comenzando en 0°. En algunos casos se modificaron por incidencias a 0°, 60°, 95°, 160°, 200°, 265°, y 305° para optimizar la protección de pulmón. Se estableció como criterio de planificación una cobertura del 95% del PTV para el 100% de la dosis prescrita y procurando una protección de OAR similar a la obtenida con tomoterapia helicoidal.

Se compararon las distribuciones de dosis en el sistema de planificación *XiO®*. La dosis prescrita para los casos analizados varió entre 41.4 y 60 Gy divididas en 23 - 30 sesiones. Con el fin de poder realizar una comparación directa de los diferentes casos, se normalizaron los puntos de dosis del HDV a evaluar respecto a su correspondiente dosis de prescripción. Para los volúmenes de tratamiento, se analizaron los puntos D_{98} , D_2 , e índice de homogeneidad (IH) (definidos según ICRU 83 [3]), además de D_{95} , D_5 , $D_{mediana}$ y el índice de uniformidad (IU), definido como el cociente entre D_5 y D_{95} [4]. Se registró la dosis media en pulmón, corazón y riñones, así como el porcentaje de volumen V_{20} , V_{10} , y V_5 de pulmón, V_{50} , V_{45} , V_{40} , V_{30} y V_{25} de corazón y V_{20} , V_{15} y V_{10} de cada riñón, V_{35} y V_{25} de hígado y la dosis máxima en médula.

Resultados y discusión

La tabla 1 resume la estadística dosis-volumen promedio y los índices de homogeneidad y uniformidad para los PTVs, así como los parámetros promedio del HDV para los OARs. Para los volúmenes de tratamiento, las tres técnicas consiguieron una adecuada cobertura en términos de la dosis mediana, D_{98} , y D_{95} , aunque los dos últimos parámetros fueron ligeramente inferiores para HT. La menor dosis máxima promedio para el PTV Boost se obtuvo para 3DCRT y para el PTV con dIMRT. Debido a esto, se consiguió mejor IH y IU con 3DCRT y dIMRT que con HT. En cuanto a los OARs, los planes HT e dIMRT proporcionaron una protección de corazón similar, y superior a la conseguida con 3DCRT. Además, la protección de corazón con HT fue compatible con la de pulmón, ya que logró el menor V_{20} (18,7%), y la menor dosis media. Sin embargo, los planes realizados con HT y dIMRT, dieron lugar a mayores valores de V_{10} y V_5 , comparados con los planes de 3DCRT. La mejor protección medular fue conseguida con HT. Para hígado, el V_{35} resultante, para HT y 3DCRT, fue de un 20%, mejorando el valor conseguido con dIMRT. Sin embargo, la protección del riñón derecho fue inferior para HT y 3DCRT, mientras que para el riñón izquierdo, se logró la mejor protección para 3DCRT.

		TOMOTERAPIA				IMRT				3DCRT			
		Promedio \pm DS	Máx	Mín		Promedio \pm DS	Máx	Mín		Promedio \pm DS	Máx	Mín	
PTV Boost	D_{98}	92,9%	5,3%	97,2%	86,9%	95,4%	2,2%	97,1%	92,9%	95,7%	1,5%	97,2%	94,1%
	D_2	103,3%	2,0%	105,5%	101,4%	103,7%	1,6%	105,5%	102,6%	102,6%	3,1%	105,5%	99,4%
	IH	0,10	0,07	0,18	0,06	0,08	0,02	0,10	0,07	0,07	0,02	0,10	0,05
PTV	D_{98}	90,6%	6,8%	96,6%	79,6%	93,5%	4,8%	99,6%	86,5%	93,6%	3,6%	98,0%	87,4%
	D_2	107,3%	5,8%	117,0%	101,8%	105,8%	5,8%	114,5%	97,2%	108,3%	4,2%	114,5%	103,6%
	IH	0,16	0,09	0,36	0,09	0,12	0,06	0,24	0,04	0,14	0,04	0,22	0,09
Pulmones - PTV	D_{media}	25,4%	7,0%	36,7%	16,8%	29,2%	7,7%	40,1%	19,3%	26,4%	17,0%	47,9%	2,6%
	V_{20}	18,7	9,4	32,3	7,2	29,7	14,3	52,9	11,1	28,4	20,3	60,8	6,6
	V_5	81,2	20,6	100,0	52,6	79,8	20,6	99,9	46,8	62,9	22,5	91,8	31,0
Corazón	D_{media}	54,8%	10,0%	69,8%	44,6%	51,8%	13,9%	70,7%	32,6%	69,1%	9,6%	80,1%	58,6%
	V_{40}	17,7	16,9	50,5	3,4	17,9	11,8	35,4	3,7	35,9	27,0	78,7	10,7
	D_{max}	34,6	11,0	50,7	14,8	38,4	10,4	47,3	20,8	43,6	3,9	48,3	35,7
Hígado	V_{25}	19,9	20,4	64,0	4,8	33,5	19,7	72,7	14,0	19,8	16,7	56,0	6,7
Riñón dcho	V_{25}	19,4	8,0	25,1	13,8	4,9	3,4	7,3	2,5	39,1	55,3	78,2	0,0
Riñón izqdo	V_{25}	49,6	16,3	61,1	38,0	54,8	46,9	87,9	21,6	2,1	3,0	4,3	0,0

Tabla1. Valores promedio obtenidos para los PTV y los distintos OARs para nueve pacientes con cáncer de esófago planificados con HT, IMRT y 3DCRT. Valores normalizados respecto a sus respectivas dosis de prescripción.

Conclusiones

La HT proporciona peor homogeneidad debido a la dificultad de alcanzar el objetivo de prescripción del PTV, y al mismo tiempo, valores similares a los que proporciona la técnica 3DCRT para el V_{10} y V_5 en pulmón, y/o V_{15} en riñón izquierdo. Sin embargo, la HT mejora la protección de pulmones para la dosis media y V_{20} , reduce la toxicidad cardiaca manteniendo el V_{40} y el V_{25} por debajo del 30% y el 50%, respectivamente [5], y además, minimiza la dosis máxima en médula, facilitando así la posibilidad de futuras irradiaciones. En función de la localización, extensión y tamaño del PTV se deberá elegir la técnica más adecuada.

Bibliografía

- [1] Nguyen NP, Krafft SP, Vinh-Hung V, Vos P, Almeida F, Siyoung J, Ceizyk M et al. Feasibility of tomotherapy to reduce normal lung and cardiac toxicity for distal esophageal cancer compared to three dimensional radiotherapy. Rad and Oncol 2011;11: 438-42
- [2] Chen Y, Liu A, Han C, Tsai PT, Schultheiss TE, Pezner RD, Vora N et al. Helical Tomotherapy for radiotherapy in esophageal cancer: a preferred plan with better conformal target coverage and more homogeneous dose distribution. Med Dos 2007;32(3):166-71.
- [3] Prescribing, Recording, and Reporting Intensity – Modulated Photon-Beam Therapy (IMRT) (ICRU Report 83)
- [4] Martin S, Chen JZ, Dar AR et Yartsev S. Dosimetric comparison of helical tomotherapy, RadipArc and a novel IMRT & Arc technique for esophageal carcinoma. Rad and Oncol 2011;101: 431-7
- [5] Matzinger O, Gerber E, Bernstein Z, et al. EORTC-ROG expert opinion: Radiotherapy volume and treatment guidelines for neoadjuvant radiation of adenocarcinomas of the gastroesophageal junction and stomach. Radiother Oncol 2009, 92:164-175

USO DEL SISTEMA ELECTRÓNICO DE IMAGEN PORTAL PARA EL CONTROL DE CALIDAD Y LA CALIBRACIÓN DE LA POSICIÓN DE LAS LÁMINAS DEL SISTEMA DE COLIMACIÓN MULTILÁMINAS DE UN ACELERADOR ELEKTA SYNERGY

Sánchez Merino G, Cortés Rodicio J, Lope Lope R, Martín Gonzalez T y García Fidalgo MA

Servicio de Física Médica y Protección Radiológica, Hospital Universitario de Araba, Vitoria-Gasteiz.
Correspondencia: gaspar.sanchezmerino@osakidetza.net

Palabras clave: Control de calidad, MLC, EPID

Introducción y objetivos

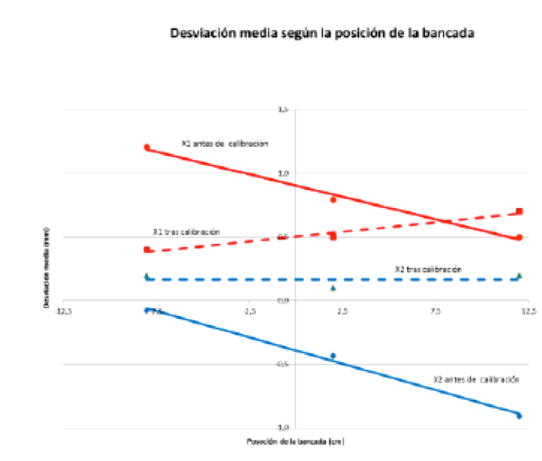
El protocolo de control de calidad de aceleradores de electrones para uso médico publicado por la SEFM [1], recomienda realizar una verificación sencilla de la exactitud y la repetibilidad del posicionamiento de las multiláminas con una periodicidad mensual. El objetivo del presente trabajo es presentar nuestra metodología para el control de calidad del posicionamiento de las láminas utilizando el sistema electrónico de imagen portal (EPID). Se presenta además un ejemplo de su utilidad para la calibración del sistema de colimación multiláminas (MLC).

Material y métodos

El Hospital Universitario Araba cuenta con un acelerador de electrones Elekta Synergy con un MLC con 80 láminas de 1 cm en el isocentro y un EPID integrado con una matriz de 1024x1024 detectores. Se dispone además del software AutoCAL que es el utilizado por la casa comercial como parte la calibración y verificación del sistema MLC y que utilizamos como referencia. Para el MLC de Elekta existen dos parámetros que definen el funcionamiento del sistema: la ganancia y el offset. El primero se refiere a la diferencia entre la posición nominal de la bancada y la posición medida de la misma y el segundo a la dependencia de esta diferencia en función de la posición de la bancada en relación al centro del campo [2]. Estos parámetros se controlan midiendo la posición de la lámina central. Para controlar la posición de las multiláminas analizamos, utilizando el software OminPro, las imágenes de tres configuraciones de bancada en forma de banda de 4cm de anchura y centradas en la posición 0cm, 10cm y -10cm. Por limitaciones del EPID sólo controlamos la posición de las 24 láminas centrales. Para todas las configuraciones se obtienen las imágenes para cuatro posiciones de giro de brazo del acelerador.

Resultados y discusión

Las medidas realizadas a lo largo de un año utilizando la metodología descrita muestran una correspondencia excelente con los resultados utilizando el software AutoCAL. Respecto al MLC, se comprueba que el sistema mantiene alto nivel de reproducibilidad con una desviación estándar para la posición de la lámina central del orden de 0,2mm. Se observó una dependencia muy acusada de la exactitud del posicionamiento con la posición de la bancada, observándose diferencias de hasta 1,5mm entre las posiciones más extremas medidas. Debido a lo anterior se procedió a una calibración del sistema modificando los parámetros de ganancia y offset y utilizando cómo guía para determinar la magnitud de los mismos la metodología aquí descrita. Tras la calibración se verificó una mejora significativa de la exactitud para todas las posiciones de bancada.



Conclusiones

El EPID puede utilizarse para el control de calidad de la exactitud y repetibilidad del posicionamiento de las láminas y su dependencia con el ángulo de giro del brazo. Se trata de un sistema de medida rápido, versátil y fiable que permite controlar los distintos parámetros de interés con una frecuencia adecuada y en circunstancias en las que sea necesario comprobar la constancia del sistema. Es además una herramienta útil en el proceso de calibración del MLC.

Bibliografía

- [1] Pinza Molina, C., Liso Valverde, F., coordinadores. Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico. Madrid; Aula Documental de Investigación; 2009
- [2] Budgell, G.J., Clarke, M.F. Analysis of the measurement precision of an amorphous silicon EPID used for MLC position quality control and the long-term calibration stability of an optically controlled MLC. Phys.Med.Biol. 2008; 53: N297-N306

PROCEDIMIENTO DE CONTROL DE CALIDAD ESPECÍFICO DE PACIENTE PARA TRATAMIENTOS CON VMAT (RAPIDARC) IMPLANTADO EN EL HUGC DR NEGRÍN (LAS PALMAS)

Luque Japón L, Sánchez Carrascal M, Torres Pozas S, Martí Asenjo J, Madan Rodríguez C, Ruíz Egea E, Godoy Cazorla JI y Martín Oliva1 R

HUGC Dr. Negrín, Departamento de Física Médica, Las Palmas, España.
Correspondencia: luisluque2000@yahoo.es

Palabras clave: VMAT, RapidArc, Octavius, 2D-Array, control calidad, Dynalog.

Introducción y objetivos

Tras la introducción de la nueva tecnología RapidArc (Varian Medical Systems) para tratamiento de pacientes en nuestro servicio, se hizo necesario establecer un protocolo de control de calidad específico de cada uno de ellos.

Material y métodos

- Planificador Eclipse 10 (Varian Medical Systems).
- Maniquí PTW Octavius con inserto para la matriz de cámaras PTW 2D-Array 1024 y programa de análisis de planos de dosis PTW Verisoft.
- Dosimetría portal y programa de cálculo y análisis de imágenes de dosis portal “Varian Portal Dosimetry”.
- Análisis de los ficheros de movimiento dinámico de lámina producidos en el acelerador durante el tratamiento, mediante “Varian Dynalog File Viewer”.
- Acelerador con RapidArc Varian Clinac 21EXS.

Método:

1. Verificación en Octavius del plano de dosis y el plan de tratamiento obtenido en Eclipse. Para ello se utiliza el criterio Gamma (3%, 3mm) en el 95% de los puntos.
2. Verificación en el programa “Portal Dosimetry” de la imagen portal integrada obtenida en el acelerador utilizando nuevamente el criterio Gamma anterior.
3. Análisis del fichero Dynalog generado durante el tratamiento, teniendo un nivel de acción de un error de posicionamiento de láminas en la bandeja de 0.2 mm.

Resultados y discusión

En un 98% de los pacientes el tratamiento con RapidArc ha sido viable según los criterios establecidos. En los casos en los que hubo discrepancias entre las medidas y el planificador se revisó todo el proceso de verificación y en el 2% de casos en que persistió se valoró la viabilidad o no del tratamiento.

Conclusiones

En el caso de dosimetrías volumétricas moduladas el control de calidad específico del paciente es una etapa estrictamente necesaria a la hora de validar campos de tratamiento por parte del Especialista en Radiofísica Hospitalaria, de esta manera aseguramos que la dosimetría que ha calculado nuestro planificador produce una distribución dosimétrica real aceptable.

Bibliografía

- [1] Thomas LoSasso et al. “Commissioning and quality assurance of rapidarc radiotherapy delivery system”, Int J Radiat Oncol Biol Phys.
- [2] Otto K. et al. “Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc”, Medical Physics 2008.
- [3] “Eclipse Algorithms Reference Guide”, Varian Medical Systems, Inc. 2010.
- [4] “TG-119 IMRT Commissioning tests, Instructions for Planning, Measurement and Analysis”, AAPM 2009.

SCRIPTS EN PINNACLE3: COMPENSACIÓN AUTOMATIZADA DE TRATAMIENTOS EN RADIOTERAPIA EXTERNA TRAS INTERRUPCIONES NO PROGRAMADAS

Jover Pérez CI, Alamán Sánchez C, Osorio Ceballos JL, Del Real Núñez R y Almansa López J

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Virgen de las Nieves, Granada, España.
 Correspondencia: clarajover@gmail.com

Palabras clave: Pinnacle, Scripts, Interrupción, Compensación

Introducción y objetivos

Las paradas no previstas durante el transcurso habitual de un tratamiento de radioterapia afectan a la calidad del mismo. El cálculo de la compensación de dosis es la herramienta que tienen los radiofísicos y radioterapeutas para poder paliar el efecto de dichas interrupciones y lograr un tratamiento eficaz.

Material y métodos

Para el desarrollo de este conjunto de scripts (macros) se han utilizado un conjunto de herramientas disponibles de forma nativa en el planificador como:

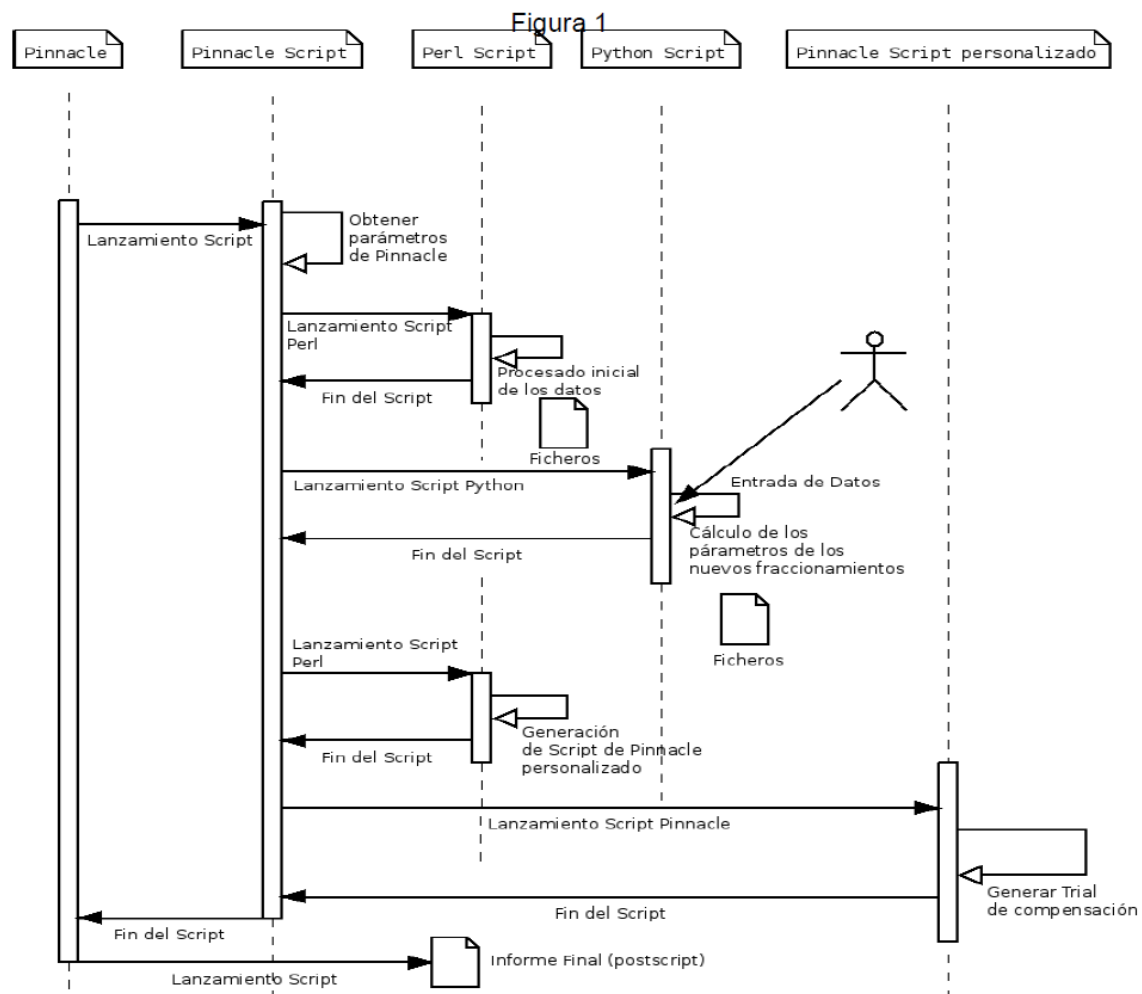
- Lenguaje de macro de Pinnacle3
- Lenguaje de programación Python v2.3.3.
- Lenguaje de programación Perl v5.8.4
- Formato de salida del informe PostScript PS-Adobe-2.0.

Los cálculos de la compensación de la dosis se basan en los trabajos realizados por el grupo de trabajo de radiobiología de la SEFM [1], así como las recomendaciones de The Royal College Radiologists [2]. Estas recomendaciones están basadas en la equivalencia de la dosis biológica para tumor y/o tejido sano, dando la posibilidad de conservar el tiempo total de tratamiento mediante hiperfraccionamiento o aumentando la dosis por sesión, o la de compensar al finalizar el tratamiento original con sesiones extras. La tabla 1, muestra los valores que utilizamos por defecto de los parámetros radiobiológicos en el cálculo, aunque cabe la posibilidad de personalizar dichos valores. Este proceso de cálculo de las compensaciones es clave para patologías cuyo índice de repoblación tumoral es significativo, tales como el cáncer de cabeza y cuello.

TUMORES					
tipo	efecto	α/β Gy	Tiempo reparación horas	Cte.tiempo GyE/d	Periodo no proliferativo GyE
Tumor no proliferativo	control tumoral	10	2	0	0
Tumor medianamente proliferativo	control tumoral	10	2	0,5	0
Tumor altamente proliferativo	control tumoral	10	2	0,9	28
TEJIDOS SANOS					
tejido	efecto	α/β Gy	Tiempo reparación horas	Cte.tiempo GyE/d	Periodo no proliferativo GyE
Tejido sano respuesta aguda	Respuesta aguda	10	2	0	0
Tejido sano respuesta tardía severa	Respuesta tardía severa	2	2	0	0
Tejido sano respuesta tardía moderada	Respuesta tardía severa	3	2	0	0

Tabla 1

El script en Pinnacle3 genera automáticamente un nuevo plan con los datos de la modificación del tratamiento original, permitiendo la comparación de la distribución de dosis entre ambos planes. Así mismo, el informe generado presenta y compara la dosis biológica equivalente en tumor y en tejido sano de los esquemas de tratamiento original y el modificado, facilitando la toma de una decisión terapéutica. La figura 1 corresponde al diagrama de flujo que sigue nuestro conjunto de scripts.



Resultados y discusión

El cálculo de la compensación en dosis por pérdida de sesiones de tratamiento es un factor decisivo para el tratamiento radioterápico óptimo. Nuestro script nos permite la toma de una decisión terapéutica de manera fácil e intuitiva.

Conclusiones

El cálculo de la compensación en dosis por pérdida de sesiones de tratamiento es un factor decisivo para el tratamiento radioterápico óptimo. Nuestro script nos permite la toma de una decisión terapéutica de manera fácil e intuitiva.

Bibliografía

- [1] SEFM. Radiobiología Clínica. Grupo de trabajo sobre Radiobiología Clínica. Madrid: SEFM; 2003.
- [2] The Royal College of Radiologists. The timely delivery of radical radiotherapy: standards and guidelines for the management of unscheduled treatment interruptions. Third Edition. 2008.
- [3] Sanjay S Supe et al. An overview of Time Dose Fractionation Models: NSD to BED. Kidwai Memorial Institute of Oncology India 2006. J Med Phys Eng 2006;12(4):165-201.
- [4] C. Alaman y col. Reducción de tiempo y automatización de las actividades rutinarias de planificación mediante el uso de macros. 2011. II Congreso conjunto SEFM - SEPR. Sevilla.

EFECTO DEL POSICIONAMIENTO DE LAS LÁMINAS EN LOS TRATAMIENTOS DE IMRT

Pérez Azorín JF^{1,3}, Ramos García LI², Ortiz de Zárate Vivanco R^{1,3}, Trueba Garayo I⁴, Cacicado J⁵ y del Hoyo O⁵

¹ Unidad Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Cruces.. Barakaldo.

² Departamento de Oncología. Clínica Universidad de Navarra. Pamplona.

³ Hospital Quirón-Vizcaya, Erandio.

⁴ Servicio Oncología Radioterápica. Hospital Universitario de Araba. Vitoria.

⁵ Servicio Oncología Radioterápica. Hospital Universitario de Cruces. Barakaldo. Vizcaya.

Correspondencia: fernando.perez@ua.es

Palabras clave: EPID, IMRT, radioterapia adaptativa.

Introducción y objetivos

Las técnicas de intensidad modulada (IMRT) tienen la propiedad de una alta conformación de la dosis alrededor de los distintos PTVs, mejorando la toxicidad en los órganos de riesgo. Así, la precisión con la que se administra el tratamiento radioterápico puede afectar al índice terapéutico. Uno de los factores que afecta a la calidad del tratamiento de IMRT está en los errores asociados al posicionamiento de las láminas para los distintos segmentos. En este trabajo se presenta un método de cálculo de las posiciones de cada lámina medidas durante el tratamiento para todos los segmentos y la posterior reconstrucción de estas posiciones en el sistema de planificación sobre los datos anatómicos y físicos del paciente.

Material y métodos

Se dispone de un sistema de planificación Pinnacle v8.0m. El modelo de flat-panel es OptiVueTM 500 montado sobre un acelerador lineal Siemens Oncor Impression con CML de 82 pares de láminas de 1 cm en isocentro y 200 UM/min. El dispositivo portal tiene un área activa de 41x41 cm² con una matriz de 512x512. En este trabajo hemos elegido una distancia fuente-panel de 115 cm. La adquisición de imágenes se ha realizado con el software Siemens Coherente Therapist Workspace, versión 1.0657. Hemos analizado mediante un modelo dosimétrico desarrollado para este flat panel las posiciones de las láminas para todos los segmentos del tratamiento semanalmente. Una vez obtenidas estas posiciones, mediante un script programado en perl, hemos exportado al sistema de planificación las posiciones medidas de las láminas de cada campo de tratamiento. Calculamos la nueva planificación sobre el TAC de planificación y comparamos el tratamiento original y el administrado mediante un análisis del histograma dosis-volumen y los índices de conformación y uniformidad. Este procedimiento lo hemos realizado para cuatro pacientes tratados con IMRT.

Resultados y discusión

El error de posicionamiento medio de las láminas respecto a la posición planificada de cada una de las bancadas se puede ver en la tabla 1 para cada uno de los casos.

	Desviación x1(mm)	Desviación x2(mm)
CASO I	0.6±0.9	-0.7±0.9
CASO II	-0.2±0.9	1.0±0.8
CASO III	0.2±0.6	-0.7±0.6
CASO IV	0.8±0.9	-0.2±0.7

Estos errores en el posicionamiento provocan que tanto el índice de uniformidad como el índice de conformación varíen en más de un 20% respecto al calculado para la planificación original. En la figura 1 podemos ver el histograma dosis-volumen para uno de los casos estudiados.

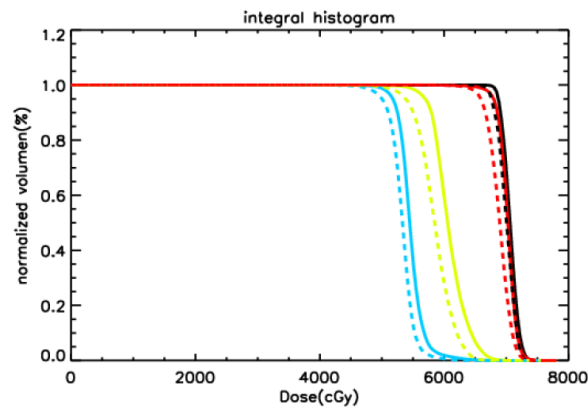


Figura 1. Histograma dosis-volumen para el caso III, la línea sólida corresponde a la planificación original, la punteada la correspondiente al tratamiento considerando los errores de posicionamiento del MLC. Negro: GTV-T, rojo: PTV70, verde: PTV59, azul: PTV54.

Conclusiones

En este trabajo presentamos un método sencillo de reconstrucción del tratamiento suministrado al paciente teniendo en cuenta la secuencia del posicionamiento de las láminas medidas con el dispositivo de imagen portal.

Bibliografía

[1] Lee L, Mao W, Xing L, The use of EPID-measured leaf sequence files for IMRT dose reconstruction in adaptive radiation therapy. *Med. Phys.* 2008; 11; 5019-5029.

EVALUACIÓN DE ERRORES DE POSICIONAMIENTO DEL PACIENTE MEDIANTE CONE BEAM CT DE MEGAVOLTAJE

García Ruiz-Zorrilla J, Fernández Letón JP, Zucca Aparicio D, Pérez Moreno JM y Miñambres Moro A

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Madrid Sanchinarro – Grupo Hospital de Madrid. Madrid.

Correspondencia: juangarcia@hospitaldemadrid.com

Palabras clave: Incertidumbre, IGRT, cone beam, error, margen

Introducción y objetivos

La radioterapia guiada por la imagen (IGRT) permite evaluar y corregir los errores de posicionamiento del paciente en la unidad de tratamiento, reduciendo así las incertidumbres debidas al posicionamiento del paciente. En este trabajo se evalúan los errores de carácter sistemático y los errores de carácter aleatorio a partir de las correcciones hechas a una serie de pacientes de distintas patologías mediante un protocolo off line de cone beam CT (CBCT) de megavoltaje.

Material y métodos

Los pacientes se han tratado en dos aceleradores lineales Oncor Expression de Siemens iguales equipados con flat panel de Si amorfo Optivue 1000S capaz de realizar CBCT de megavoltaje. El protocolo *off line* utilizado consiste en adquirir CBCT durante las 5 primeras sesiones de tratamiento, a esta fase la denominaremos de *posicionamiento*; el promedio de las correcciones de estas 5 primeras sesiones se aplicará como una corrección del posicionamiento inicial para el resto de las sesiones. A partir de la 6ª sesión se realiza un CBCT semanal como comprobación del posicionamiento corregido, a esta fase la denominaremos de *seguimiento*. Se analizan los pacientes separando por localización ya que la inmovilización será diferente para cada uno de ellos y separando por la fase de la imagen guiada (*posicionamiento o seguimiento*). Se analizan un total de 474 pacientes con un total de 2354 CBCT en la fase de posicionamiento (CBCTpos) y 2467 CBCT en la fase de seguimiento (CBCTseg). De todos estos, 126 pacientes pertenecen a localizaciones de cabeza y cuello con un total de 631 CBCTpos + 575 CBCTseg; 120 pacientes son de próstata (595 CBCTpos + 717 CBCTseg); 86 pacientes de abdomen (427 CBCTpos+468 CBCTseg); 61 pacientes de recto (304 CBCTpos + 269 CBCTseg); 46 pacientes ginecológicas (223 CBCTpos + 230 CBCT); 35 pacientes de tórax (174 CBCTpos+208 CBCTseg). La estimación de los errores de posicionamiento se realiza a partir de las correcciones realizadas mediante CBCT a cada paciente (S_p). Para un paciente la incertidumbre sistemática vendrá dado por el promedio de las correcciones realizadas con el CBCT en cada fase de tratamiento (S_i) y la incertidumbre aleatoria como la desviación típica de esas correcciones (σ_i). Estas incertidumbres sólo se conocerán una vez finalizado el tratamiento del paciente, para tomar medidas preventivas es necesario hacer estudios poblacionales. Para una población la incertidumbre sistemática (Σ) estará estimada por la dispersión sistemática de la población que vendrá dada por la desviación estándar de los promedios de las correcciones de todos los pacientes $\Sigma=SD(S_i)_p$. La incertidumbre aleatoria (σ) de una población estará estimada por la raíz cuadrada del promedio de las varianzas de cada paciente. $\sigma=\text{raiz}(\langle\sigma_i^2\rangle_p)$.

Resultados y discusión

En la siguiente tabla se presentan los resultados en cm con sus incertidumbres con un factor de cobertura $k=2$ para las distintas localizaciones. De la tabla se puede ver que la reducción de los errores sistemáticos ($1 - \Sigma_{\text{seg}} / \Sigma_{\text{pos}}$) es del 36% para tórax, 58% para recto, 57% para próstata, 30% para cabeza y cuello, 56% para ginecológico, 47% para abdomen. La corrección media de todas las patologías es del 47%, otros autores hablan de una reducción del 50% centrándose en próstata con este tipo de protocolos *off-line*. El bajo porcentaje de corrección en pacientes de cabeza y cuello se entiende debido a que la magnitud de estos errores es muy pequeña ya de origen. Respecto a las incertidumbres aleatorias no varían en ningún caso de forma significativa entre la fase de *seguimiento* respecto a la fase de *posicionamiento*, como se esperaba ya que respecto a las estas incertidumbres no se pueden hacer correcciones prospectivas debido al carácter aleatorio de las mismas. Una vez estimadas nuestras incertidumbres debido a la colocación del paciente en la unidad de tratamiento, podemos calcular nuestros márgenes propios de CTV a PTV, con alguna de las fórmulas propuestas en la literatura. Margen= $2.5\Sigma + 0.7\sigma$ (Van Herk et al). Estos márgenes son propios debido a nuestro procedimiento y equipamiento (sistema de imagen guiada, mesa de tratamiento, inmovilizadores, etc.) y pueden diferir de los propuestos en la literatura que serán genéricos.

Localización	Incertidumbre	FASE DE POSICIONAMIENTO			FASE DE SEGUIMIENTO		
		LAT	LONG	VERT	LAT	LONG	VERT
Tórax	Sistemática	0.29 ± 0.07	0.33 ± 0.08	0.38 ± 0.09	0.25 ± 0.06	0.18 ± 0.04	0.19 ± 0.05
	Aleatoria	0.26 ± 0.05	0.29 ± 0.04	0.30 ± 0.05	0.24 ± 0.04	0.29 ± 0.04	0.22 ± 0.04
Recto	Sistemática	0.28 ± 0.05	0.37 ± 0.07	0.57 ± 0.10	0.14 ± 0.03	0.14 ± 0.03	0.20 ± 0.04
	Aleatoria	0.22 ± 0.02	0.28 ± 0.03	0.30 ± 0.03	0.22 ± 0.06	0.27 ± 0.07	0.26 ± 0.04
Prostata	Sistemática	0.31 ± 0.04	0.21 ± 0.03	0.40 ± 0.05	0.13 ± 0.02	0.11 ± 0.01	0.15 ± 0.02
	Aleatoria	0.21 ± 0.02	0.19 ± 0.02	0.23 ± 0.03	0.21 ± 0.02	0.18 ± 0.02	0.25 ± 0.03
ORL	Sistemática	0.17 ± 0.02	0.18 ± 0.02	0.18 ± 0.02	0.15 ± 0.02	0.11 ± 0.01	0.11 ± 0.01
	Aleatoria	0.15 ± 0.02	0.15 ± 0.01	0.16 ± 0.02	0.16 ± 0.02	0.13 ± 0.01	0.16 ± 0.01
Ginecológico	Sistemática	0.32 ± 0.07	0.31 ± 0.07	0.41 ± 0.09	0.14 ± 0.03	0.15 ± 0.03	0.17 ± 0.04
	Aleatoria	0.24 ± 0.05	0.21 ± 0.02	0.28 ± 0.04	0.23 ± 0.05	0.22 ± 0.04	0.29 ± 0.06
Abdomen	Sistemática	0.37 ± 0.06	0.29 ± 0.04	0.44 ± 0.07	0.16 ± 0.03	0.20 ± 0.03	0.20 ± 0.03
	Aleatoria	0.28 ± 0.05	0.32 ± 0.03	0.25 ± 0.02	0.26 ± 0.02	0.29 ± 0.03	0.23 ± 0.02

El hecho de que la incertidumbre sistemática tenga casi 4 veces mayor impacto que la aleatoria en el margen de CTV a PTV es lo que hace que un protocolo de IGRT *off-line* tenga sentido. Este tipo de protocolos pretende reducir la incertidumbre sistemática (en torno a un 50%) durante todo el tratamiento y sólo corregir el error aleatorio el día que se hace imagen guiada. No se puede eliminar la incertidumbre sistemática totalmente debido a que esta se evalúa en un determinado número de sesiones. En un protocolo *on line* tampoco se eliminan completamente las incertidumbres aleatorias y sistemáticas debido al nivel de detección y corrección de desplazamientos del sistema y a las incertidumbres intrafracción, por tanto un margen de CTV a PTV siempre existirá.

Conclusiones

La IGRT permite evaluar tus incertidumbres sistemáticas y aleatorias de colocación del paciente. Este es el punto de partida para la optimización de protocolos de IGRT tanto para reducir el nº CBCT realizados, como las tolerancias para reiniciar el proceso de posicionamiento inicial si aparecen errores sistemáticos con el tiempo; también para establecer márgenes propios de CTV a PTV. No tiene sentido una gran reducción de incertidumbre en una parte de la cadena del tratamiento de radioterapia, si en otra parte de la cadena la incertidumbre es mucho mayor, ya que la incertidumbre total del proceso entonces vendrá gobernada por la parte de mayor incertidumbre.

VERIFICACIÓN DE UN ALGORITMO DE CONO COLAPSADO MEDIANTE EL PROTOCOLO IAEA TECDOC 1583 Y DOSIMETRÍA CON PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS

Martín-Viera Cueto JA, Benítez Villegas EM, Bodineau Gil C, Parra Osorio V, García Pareja S y Casado Villalón FJ

Unidad de Gestión de Radiofísica Hospitalaria. H.R.U. Carlos Haya. Málaga.

Correspondencia: jamartinv@gmail.com

Palabras clave: Radioterapia, Control de Calidad, Sistemas de Planificación, Algoritmos de cálculo, Dosimetría con película radiocrómica

Introducción y objetivos

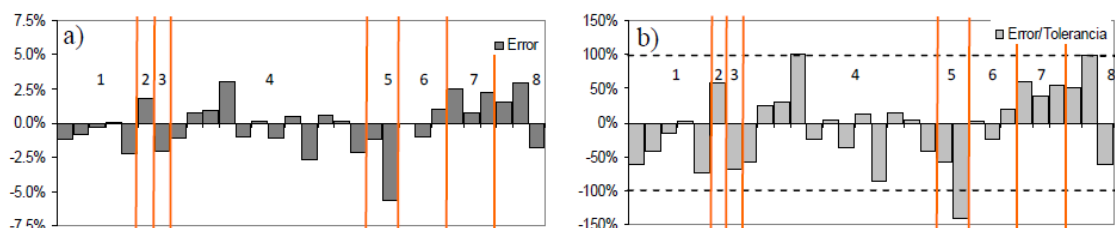
La fase de caracterización de los haces de tratamiento en el sistema de planificación (SP) es crítica para conseguir una precisión adecuada en la administración de dosis en los tratamientos de radioterapia externa. La IAEA propone en la publicación Tecdoc 1583 [1] un conjunto de pruebas para realizar una verificación rápida y sencilla de los algoritmos de cálculo del SP. Este es una versión reducida del TRS 430. Se basa en la realización de medidas de dosis absorbida con cámara de ionización en un maniquí antropomórfico. Para ello se proponen ocho casos representativos de situaciones de tratamiento reales y que cubren las técnicas básicas de radioterapia conformada. El objetivo de este trabajo es verificar la caracterización del algoritmo de cono colapsado de un SP aplicando este protocolo. Además, dado que sólo ofrece información de valores de dosis medidos en puntos discretos, las medidas se complementan con una prueba gamma de las distribuciones 2D de dosis en los distintos casos usando película radiocrómica.

Material y métodos

Se usa el SP PCRT3D v6.0.2 de Técnicas Radiofísicas S.L., que tiene implementados los algoritmos de Clarkson, convolución con pencil beam y superposición-convolución tipo cono colapsado (CC). De estos, el análisis se centra en el algoritmo CC. El maniquí recomendado en el Tecdoc 1583 es el CIRS Thorax 002LCF, que representa un tórax construido en Plastic Water con pulmones y columna vertebral simulados por materiales equivalentes a pulmón y hueso respectivamente. El maniquí consta de varios insertos para alojar una cámara de ionización cilíndrica en los distintos puntos de medida. Las medidas se realizaron con haces de fotones de 6 MV generados en un Varian 600 DBX. El conjunto ionométrico utilizado consistía en una cámara Pin-Point CC04 de IBA Dosimetry GmbH, y un electrómetro UNIDOS de PTW. Los mapas bidimensionales de dosis se obtuvieron con película radiocrómica EBT3, y las pruebas gamma se realizaron con el software Doselab 4.10. Para evaluar la diferencia entre la dosis medida y la calculada en los distintos puntos de medida, el Tecdoc 1583 define $Error[\%] = 100 (D_{calc} - D_{med}) / D_{med,ref}$, donde D_{med} es la dosis medida, D_{calc} la dosis calculada y $D_{med,ref}$ la dosis medida en el punto de referencia. El protocolo define valores de tolerancia que son distintos para cada caso y para cada punto de medida.

Resultados y discusión

En la gráfica 1a se muestra el error cometido por el algoritmo CC en cada punto evaluado en tanto por ciento y en la 1b está normalizado por el valor de tolerancia correspondiente. El promedio es -0.2% con una desviación estándar de 1.9%, y sólo hay dos medidas en las que supera el 3%. El algoritmo pasa las pruebas del TecDoc 1583 en la mayoría de los ocho casos, excepto en el 4 y el 5. En estos hay una medida en concreto que sobrepasa la tolerancia. En el caso 4 corresponde a un campo a 180° que pasa a través de la columna, y en el caso 5 a la medida en el tejido equivalente a pulmón. Por tanto, se puede afirmar que el comportamiento del algoritmo CC es típico entre los de tipo convolución-superposición con kernel puntual [2].



Gráfica 1: Desviaciones entre valores medidos y calculados.

Con respecto al análisis 2D, el índice gamma tiene en general valores por debajo del 90% en cada uno de los casos. Sin embargo, en los mapas gamma aparecen zonas que no pasan el test correspondientes al exterior del maniquí, que el software no permite eliminar y que distorsionan el índice gamma. Por tanto, se considera que los resultados son buenos si se tienen en cuenta únicamente las zonas correspondientes al interior del maniquí. Analizando cada caso se observa que los valores gamma en los

puntos de medida son compatibles con las desviaciones obtenidas en las medidas con cámara, y el mapa gamma aporta mayor información sobre el origen de las desviaciones. En concreto, se aprecia que las mayores diferencias aparecen en las isodosis bajas (menores que 30%) en las zonas de pulmón y columna. También se observa un artefacto en la zona de entrada de los haces que se atribuye a una pequeña capa de aire entre las láminas del maniquí.

Conclusiones

El protocolo IAEA Tecdoc 1583 constituye un sistema de control de calidad para SP rápido y fiable ya que muestrea diferentes situaciones comunes en los tratamientos convencionales en radioterapia externa tridimensional conformada. Sin embargo, si se complementa con un análisis de los planos de dosis mediante la prueba gamma se consigue más información sobre las desviaciones entre la dosis planificada y la dosis administrada al maniquí, permitiendo optimizar la caracterización de los haces en el SP. En el caso del algoritmo analizado, el comportamiento que muestra es el típico para los de su clase.

Bibliografía

- [1] IAEA 2008 “Commissioning of radiotherapy treatment planning systems: testing for typical external beam treatment techniques.” IAEA-TECDOC-1583 (Vienna: IAEA)
- [2] Gershkevitch et al. 2009 “Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems: Results of IAEA pilot study”. Radiother. Oncol. 89 338–346.

GESTIÓN DE LAS IMÁGENES OBTENIDAS POR UN SISTEMA DE IMAGEN PORTAL DE UN ACELERADOR VARIAN CLINAC 2100 PARA SER EMPLEADAS EN EL CONTROL DE CALIDAD DEL ACELERADOR

Tato de las Cuevas F y Hernández Armas J

Servicio de Física Médica, Hospital Universitario de Canarias, La Laguna, Tenerife.

Correspondencia: fernandotat@gmail.com

Palabras clave: EPID, Sistema de imagen Portal, DICOM

Introducción y objetivos

El Sistema de Imagen Portal (Electronic Portal Imaging Device, EPID) acoplado en diversos aceleradores de electrones (ALE) se emplea para muy diversas tareas. Su principal función es la de servir de herramienta para el correcto posicionamiento de los pacientes en el ALE. Sin embargo, se han abierto otros usos desde su introducción, como es el empleo del EPID en la dosimetría portal (más centrada en técnicas como la Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) y en el control de calidad del acelerador. En esta última aplicación del EPID, se adquieren gran cantidad de imágenes, estas que son almacenadas en el disco duro del ordenador en formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), constando en sus cabeceras DICOM algunos de los parámetros de adquisición, como la energía, tasa, modo de adquisición, distancia foco-panel del detector, fecha de adquisición, etc. Sin embargo no constan otros parámetros empleados, como puede ser el tamaño de campo, cuña empleada, etc. El objetivo de este trabajo es desarrollar una aplicación que pueda completar la información de la imagen, y así poder utilizarse para su posterior empleo en el control de calidad.

Material y métodos

El EPID empleado en la adquisición de las imágenes está integrado en un acelerador lineal multienergético (2100EX, Varian Medical, Palo Alto, CA), El EPID (as500, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA), el sistema de adquisición y procesado de las imágenes del acelerador es el IAS 3. Se ha desarrollado una aplicación en la plataforma MATLAB, en la que se especifican los siguientes parámetros de cada una de las imágenes obtenidas:

1. Acelerador empleado en la adquisición, energía, tasa, Ángulos de Gantry, colimador, tamaño de campo.
2. Si es un campo conformado con el sistema de colimación multiláminas (MLC), se detalla si es un test de bandas estático o dinámico, el gap empleado en el test y las posiciones de los gaps.
3. Si es un campo con cuña, y así como el ángulo de la misma si procede.
4. Tipo de imagen: si la imagen es de referencia, genérica de control de calidad periódico, imagen de detección de isocentro de radiación, etc.
5. Fecha de adquisición de la imagen y comentarios sobre la misma.
6. Centro de radiación en el plano de imagen. Se especifican las coordenadas en las direcciones x e y del plano de la imagen en las que se sitúa el centro de radiación.
7. Parámetros del detector: posiciones vertical, longitudinal y lateral y build-up empleado en la medida.

La aplicación almacena en un archivo de texto los parámetros de la imagen, y posteriormente, cuando la aplicación de control de calidad cargue la imagen se recuperarán los parámetros de la misma. La aplicación almacena en otro archivo de texto los últimos parámetros almacenados. También permite almacenar en otro archivo los parámetros más frecuentes, permitiendo la rápida asignación de parámetros a imágenes con condiciones de adquisición similares.

Resultados y discusión

La aplicación permite el almacenamiento de los parámetros de las imágenes. También se permite la edición de parámetros previamente introducidos. Gracias a todo ello, se puede acceder a las imágenes y sus parámetros de adquisición, permitiendo el análisis correcto de las mismas. Uno de los parámetros importantes almacenados es el centro de radiación del plano de la imagen, gracias al cual se permite el análisis correcto de la imagen, como puede ser el caso de un test de bandas del MLC.

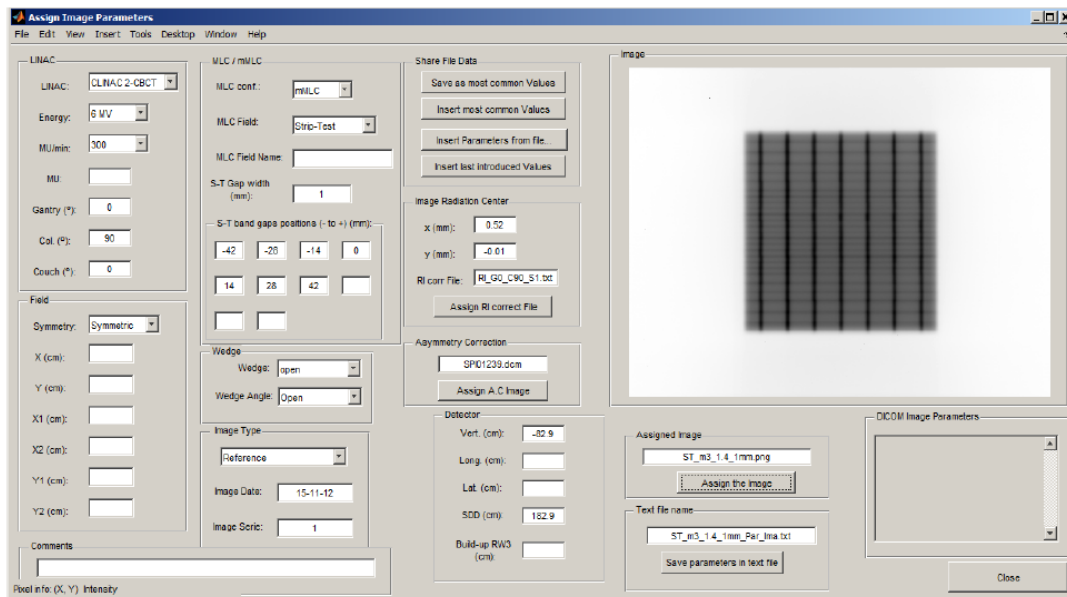


Figura 1. Interface gráfica del programa de almacenamiento, edición y recuperación de parámetros.

Conclusiones

Gracias al almacenamiento, edición y recuperación de los parámetros de una imagen, el programa proporciona determinadas ventajas:

1. Clasificación e información correcta de las imágenes tras su adquisición.
2. Permitir una rápida asignación de parámetros a imágenes posteriores similares, ya que puede leer un archivo de parámetros previamente almacenado, tanto de los últimos datos insertados como los valores más frecuentes introducidos.
3. Invertir menos tiempo para su análisis puesto que al tener los parámetros de adquisición incluidos, el análisis puede ser casi inmediato, ya que no es necesaria la introducción de información adicional, como puede ser la localización del centro de radiación.

VERIFICACIÓN DE LA PLANIFICACIÓN DOSIMÉTRICA EN BRAQUITERAPIA EN FORMATO DICOM Y CÁLCULO DEL EUD EN ÓRGANOS DE RIESGO

García Hernández MJ, Sendón del Río JR, Ayala Lázaro R, Jiménez Rojas MR, Gómez Cores S, Polo Cezón R y López Bote MA

Servicio de Dosimetría y Radioprotección. Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid.
Correspondencia: mgarciahernandez4@salud.madrid.org

Palabras clave: Braquiterapia, DICOM, EUD, verificación

Introducción y objetivos

Se describe un programa que automatiza la verificación de las planificaciones en braquiterapia (parámetros de tratamiento dosimétricos y de configuración) para fuentes de Ir-192 (mHDR v2) y Co-60 (Co0.A86) a partir de los datos del plan exportado en formato DICOM.

Material y métodos

Los datos del paciente y la prescripción médica se introducen de forma manual en la ventana inicial del programa. A continuación, se importa el plan en formato DICOM, del que se obtienen las coordenadas de los puntos de parada de la fuente, los tiempos de parada en cada una de ellas y las coordenadas de los puntos de cálculo de dosis. A partir de estos datos, el programa inicia un proceso de verificación de la configuración, un cálculo de dosis en puntos, el cálculo de la dosis equivalente uniforme generalizada (gEUD) [1] para órganos de riesgo y un informe de resultados y hoja de tratamiento.

Verificación de la planificación:

La principal causa de los errores en la administración de dosis en braquiterapia es la ineficiencia de los procedimientos de verificación o su aplicación inadecuada [2]. Un procedimiento de verificación es más eficiente si incluye la comprobación automática de la configuración de tratamiento. Este programa evalúa, a partir de la prescripción médica, los siguientes parámetros:

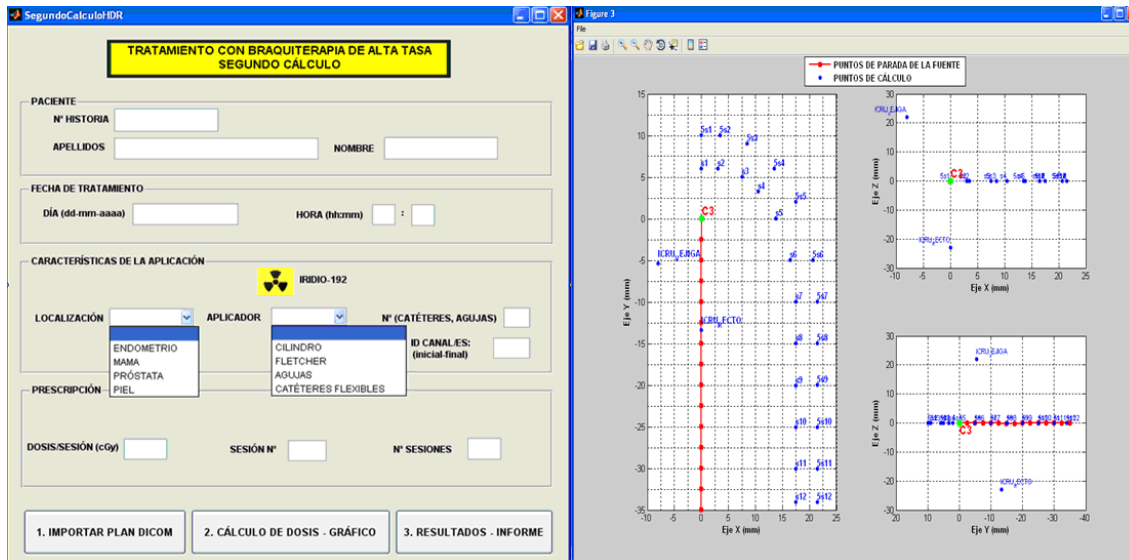
- Identificación del paciente
- Fecha y hora de tratamiento
- TKRA tratamiento
- Número de catéteres
- Identificación de canales
- Longitud de referencia
- Tamaño del paso
- Dosis por sesión y número de sesiones
- Profundidad de prescripción (cúpula, pared vaginal, otros)
- Longitud de tratamiento
- Diámetro y orientación del cilindro (aplicaciones ginecológicas)

Método de cálculo de dosis:

Se calcula la dosis siguiendo el formalismo del TG43 en todos los puntos de cálculo definidos en el planificador (ya sean solidarios al aplicador o al paciente) y los representa junto con las posiciones de parada de la fuente en tres planos ortogonales, señalando la primera posición activada en cada catéter. El ángulo θ entre la fuente y el punto de cálculo se obtiene para cada posición de parada de la fuente a partir de la dirección del vector que une las posiciones anterior y posterior a ésta, excepto para las posiciones primera y última de cada catéter, en las que sólo se utiliza la posición más cercana. Optamos por un método de extrapolación matemáticamente consistente [3], distinto a la recomendación de la AAPM [4].

Cálculo de gEUD para órganos de riesgo

La gEUD se calcula a partir del histograma acumulativo, tomando la dosis máxima en 2cc cada 0.001 cc.



Conclusiones

Se automatiza la verificación de la planificación dosimétrica en braquiterapia antes del tratamiento, reduciendo de forma significativa el tiempo empleado en la verificación. Se implementan conjuntamente verificaciones de los parámetros de configuración del tratamiento, cálculo independiente de dosis y cálculo de gEUD.

Bibliografía

- [1]. A generalized concept of equivalent uniform dose (EUD). Niemierko A. Med. Phys. 26(6):1101, 1999.
- [2] Analysis of treatment delivery errors in brachytherapy using formal risk analysis techniques. Thomadsen et al. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 2003 Vol. 57, No. 5, pp. 1492-1508.
- [3] Notas sobre la implementación del formalismo TG-43 en braquiterapia de alta tasa. J. R. Sendón del Río, C. Glez Ruiz, R. García Marcos, R. Jiménez Rojas, M. A. Lopez Bote. Congreso conjunto SEFM-SEPR Sevilla 2011.
- [4] Dose Calculation for Photon-Emitting Brachytherapy Sources with Average Energy Higher than 50 keV: Full Report of the AAPM and ESTRO. AAPM 2012

VERIFICACION DE LA UNIÓN DE HEMICAMPOS MEDIANTE EL SISTEMA DE IMAGEN PORTALPardo Pérez E¹, Molina López MY¹, Castro Novais J¹, Ruiz Maqueda S¹ y Marcos Jiménez F²¹Sº de Radiofísica y PR. H. U. Quirón Madrid. Pozuelo de Alarcón. Madrid.²Sº de Oncología Radioterápica. H. U. Quirón Madrid. Pozuelo de Alarcón. Madrid.

Correspondencia: epardo.mad@quiron.es

Palabras clave: Hemicampo, Portal dosimetry, Control de calidad**Introducción y objetivos**

El correcto posicionamiento de los colimadores (mordazas) es un importante parámetro en el control de calidad de un acelerador lineal de electrones (además de ser un requisito legal). Su desviación producirá un aumento (o disminución) del volumen que se pretendía irradiar y podría resultar en infradosificaciones (en el tumor) o sobredosificaciones imprevistas en órganos de riesgo próximos al tumor. El RD 1566/1998¹ establece una tolerancia de 2 mm para el tamaño de campo. El uso de hemicampos es una práctica habitual en la radioterapia 3D e IMRT. El uso de colimadores multiláminas y cuñas virtuales (y motorizadas) hace que en muchos casos sea deseable emplear hemicampos que incluyen un giro de colimador de 90° entre ellos. La verificación de hemicampos supone una verificación muy estricta de los colimadores ya que una desviación de 1 mm. (o 1 mm. en cada mordaza en la dirección adecuada) pueden conducir a sobredosificaciones o infradosificaciones significativas (> 4 mm de región con una desviación superior al 10%) El objetivo del presente trabajo es el desarrollo de un procedimiento rápido y simple que no aumente (significativamente) la carga de trabajo y permita comprobar estos puntos.

Para alcanzar estos objetivos se ha diseñado e implementado un sistema basado en el sistema de imagen portal y la aplicación "Portal Dosimetry".

Material y métodos

El uso del sistema de imagen portal (SIP, EPID en inglés) como detector de radiación tiene una larga trayectoria. Se ha empleado con éxito como sustituto de las películas para controles de calidad geométricos (ver p.e.²) y es una técnica aceptada para dosimetría relativa, p.e. para verificaciones pre-tratamiento de IMRT³. En nuestro centro disponemos de un SIP as500 de Varian medical Systems (Palo Alto, Ca.). Este sistema tiene un tamaño de píxel de 0.784 mm lo que supone un tamaño efectivo de 0.56 mm en el isocentro (con el SIP situado a 140 cm. de la fuente). La aplicación "Portal dosimetry" (Varian) permite la predicción y análisis de fluencias (obtenidas con el SIP) para la verificación de planes de IMRT. Este software también permite el análisis de fluencias obtenidas con campos estáticos. La versión 10.0 permite además la "suma" de dos fluencias. La verificación de hemicampos consiste por tanto en la irradiación de los 12 hemicampos posibles: 4 hemicampos (X1 = 0; X2 = 0; Y1 = 0; Y2 = 0) multiplicado por 3 ángulos de colimador (0, 90 y 270). Sumando estos campos dos a dos se pueden construir las 14 uniones posibles de hemicampos (incluyendo las 4 redundantes: misma unión con distinto ángulo de colimador: p.e. X1-X2 con los tres giros de colimador posibles). Sobre las uniones se traza un perfil perpendicular a la unión que se exporta en modo texto. Una hoja Excel captura y analiza dicho perfil ofreciendo el valor máximo o mínimo en la unión y el ancho de la región en la que la sobre-dosificación es superior a un 10 % (110 % o 90 %). La existencia de 4 uniones de hemicampos redundantes permite verificar que el resultado obtenido es el mismo para 3 angulaciones de gantry. El mismo soporte utilizado para el análisis (Excel) se utiliza para el archivo de los resultados. La "reutilización" de los campos adquiridos (X1 = 0, Col = 0 forma hemicampos con X2 = 0; Col = 0, Y1 = 0; Col = 90 e Y2 = 0; Col = 270) permite reducir el número de irradiaciones necesarias. Este método también simplifica la verificación de los hemicampos a ángulos de "gantry" distintos de cero lo que es importante por los posibles efectos de descolgamiento de los colimadores. Adicionalmente el análisis de los resultados permite achacar a una mordaza concreta las posibles desviaciones detectadas, lo que facilita la corrección por parte del servicio técnico. Un procedimiento análogo se puede emplear para el análisis del ángulo de cuña virtual.

Resultados y discusión

El método alternativo de la verificación de la unión de hemicampos que es el empleo de película no solo necesita mayor tiempo de irradiación sino que necesita que se cambie la película entre irradiaciones lo que supone un enorme retraso con respecto a la técnica presentada. Se ha comprobado que un giro de colimador de 45° es el que ofrece los mejores resultados de resolución (por sobremuestreo). Si se realizan varios perfiles (a lo largo de la recta delimitada por la unión de campos) se observa una clara tendencia en el ancho de la unión. La fig.2 muestra el ancho sobre estos perfiles para 3 valores de las unidades de monitor. Esto muestra la reproducibilidad de la técnica y la independencia del Nº de UM. Esta figura también muestra la angulación entre los colimadores (pendiente de los puntos).

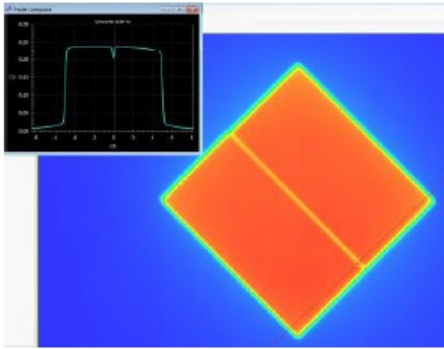


Fig.1 Unión de hemicampos con el colimadora 45° e imagen del perfil trazado.

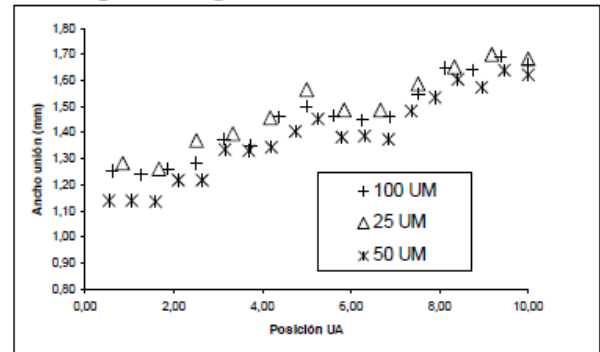


Fig. 2 Variación del ancho de la unión a lo largo de la propia unión para 25, 50 y 100 UM

El sistema de control de calidad propuesto reúne algunas características importantes en un control de calidad de un dispositivo clínico:

- Es un método rápido: no interfiere en la actividad de la unidad y permite tomar decisiones clínicas rápidamente. Es de utilidad durante y tras el ajuste de las mordazas (por parte del S° técnico).
- Es un sistema que está clínicamente orientado: las tolerancias se establecen no en mm. Sino en mm. de sobre o infra dosificación.
- El mismo método de análisis supone un método de archivo que al ser en formato electrónico permite un fácil análisis retrospectivo.

La implementación de este método ha permitido incluir este procedimiento en la rutina mensual de control de calidad.

Conclusiones

Se ha implementado un método rápido para la verificación de la posición de los colimadores y su impacto en el uso de hemicampos. Este método está basado en el empleo del software “Portal Dosimetry” de Varian y una hoja Excel. La obtención de una precisión inferior al milímetro en la verificación del posicionamiento de las mordazas es asequible con este método.

Bibliografía

- [1] Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. BOE 206, 1998; 29383-29394.
- [2] Prisciandaro JI, Herman MG, Kruse JJ. Utilizing an electronic portal imaging device to monitor light and radiation field congruence. J Appl Clin Med Phys 2003; 4(4): 315-320.
- [3] Sharma DS. et al. Portal dosimetry for pretreatment verification of IMRT plan: a comparison with 2D ion chamber array. J Appl Clin Med Phys 2010; 11(4): 238-248.

IMPLEMENTACIÓN CLÍNICA DEL “MÉTODO ZACARIAS” PARA LA CORRECCIÓN DE ERRORES DE CONVERGENCIA DE OPTIMIZACIÓN EN LA IMRT EN PULMÓN

Pardo Pérez E, Molina López MY, Ruiz Maqueda S, Castro Novais J y Couñago Lorenzo F

Servicio de Radiofísica y P.R. H.U. Quirón Madrid. Madrid.

Correspondencia: epardo.mad@quiron.es

Palabras clave: Errores de convergencia, IMRT, Sistemas de planificación

Introducción y objetivos

La radioterapia de intensidad modulada (IMRT¹) es una técnica para administrar distribuciones de dosis altamente conformadas que permiten incrementar la dosis en el tumor (PTV) manteniendo la dosis en órganos de riesgo (OAR) en un nivel tolerable. La administración de IMRT puede basarse en las técnicas de ventana deslizante (“sliding windows”), paro y disparo (“step and shoot”) o arcoterapia modulada (VMAT o Rapidarc[®]). La IMRT se basa en una optimización inversa, este proceso es muy exigente en términos de potencia de cálculo por lo que se suele realizar empleando un algoritmo “rápido”, normalmente un “pencil beam”. La IMRT se ha convertido en una técnica estándar para tumores de cuello y próstata. No se ha popularizado en tumores de pulmón porque su localización e inmovilización lo dificultan (entre otras cosas). Las heterogeneidades suponen adicionalmente un problema de cálculo ya que el algoritmo empleado en la optimización no modela correctamente la falta de dispersión lateral que es característica de esta región anatómica. Las técnicas de guiado por imagen (CBCT,...) y el “gating” respiratorio permiten abordar estos problemas. El presente trabajo presenta las conclusiones de la implementación de un algoritmo para abordar este último problema.

Material y métodos

La optimización de IMRT consiste en tres fases:

- Búsqueda de las fluencias óptimas (típicamente pencil beam).
- Conversión de las fluencias óptimas a un esquema administrable (secuenciación de láminas).
- Cálculo con un algoritmo mas preciso (típicamente convolución superposición, AAA², Accuros, MC...).

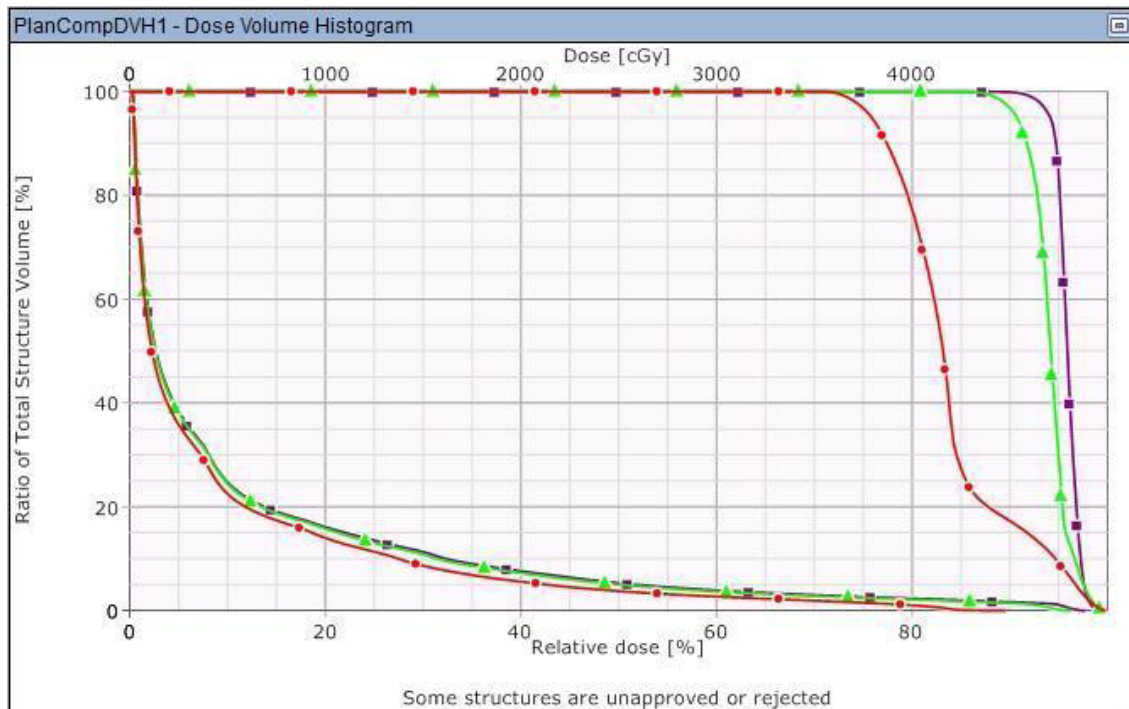
La dificultad de la optimización en pulmón está en que la primera fase finaliza (aparentemente) con mucho éxito, pero el plan así obtenido no tiene en cuenta correctamente las heterogeneidades por lo que se alcanza un “mal” plan tras el cálculo final con el algoritmo de mayor fiabilidad. El algoritmo que se busca implementar (descrito por Zacarias et al.³) utiliza algunas de las características específicas del sistema de planificación ECLIPSE (Varian Medical Systems, Palo Alto Ca.). El procedimiento a desarrollar consiste en: optimización y cálculo con AAA. Se obtiene un plan inaceptable (P0). Se realiza una copia del plan original y se repite la optimización (P0.1) tomando la distribución de dosis del plan inicial (P0) como base para la optimización. El plan P0.1 realmente contiene correcciones al plan P0 que mejoran el resultado final; dando lugar al plan suma P1. La administración de un plan y luego del otro incrementaría enormemente el número de unidades de monitor necesarias (un número bajo es además un indicador de calidad en IMRT), el tiempo de máquina, etc... Dado que los ángulos de incidencia son los mismos en ambos planes se pueden “sumar” las fluencias campo a campo. Para realizar la suma de fluencias se ha desarrollado una aplicación propia en Visual Basic (Microsoft, Redmont, Wa). El plan (P1) con las fluencias sumadas se calcula con el algoritmo AAA dando lugar a un plan mucho más homogéneo que el original (sobre todo mejoran los índices de cobertura). Si se desea se puede emplear este plan (P1) como base para realizar una segunda (o n-esima) iteración. Esta técnica se ha comprobado con un maniquí antropomórfico diseñado en el sistema de planificación que simula las heterogeneidades del pulmón.

Resultados y discusión

En la tabla 1 se resumen los resultados de las sucesivas iteraciones.

Iteración	0	1	2	3	Iteración	0	1	2	3
V ₉₅ PTV (%)	78.2	97.8	99.6	99.8	V ₂₀ Pulmón (%)	7.3	7.8	8.0	8.0
D _{max} (%)	119	106.3	104.3	104.4	D _{media} Pul. (Gy)	5.3	5.5	5.6	5.6
UM	486	521	570	617					

Se ha desarrollado una aplicación que simplifica la suma de fluencias de forma que esta se realiza automáticamente. El procedimiento completo de realizar la segunda optimización y la suma de fluencias requiere aproximadamente unos 15 minutos por iteración. Los resultados obtenidos muestran que dos iteraciones pueden ser suficientes para alcanzar el resultado deseado.



Conclusiones

Se ha implementado un algoritmo para dar solución a los errores de convergencia de optimización (OCE), basado en la técnica desarrollada por Zacarias et al.³. La aplicación desarrollada para la “suma de fluencias” es más práctica y flexible que la empleada en el trabajo original³. El procedimiento implementado es asumible por una unidad de radiofísica ya que no incrementa el tiempo de planificación en más de 30-45 minutos. Los planes así obtenidos muestran una gran mejora en los parámetros dosimétricos para un pequeño aumento de la complejidad del plan, sin aumento apreciable dosis en órganos de riesgo.

Bibliografía

- [1] Ezzell GA et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med. Phys.* 30 (8); 2089-2115
- [2] Robinson D. Inhomogeneity correction and the analytic anisotropic algorithm. *J Appl Clin Med Phys* 2008; 9(2):112-122.
- [3] Zacarias AS, Mills MD. Algorithm for correcting optimization convergence errors in Eclipse. *J Appl Clin Med Phys.* 2009 Oct 14; 10(4):3061.

PROTOCOLO DE IMAGEN GUIADA OFF-LINE MEDIANTE CONE BEAM CT DE MEGAVOLTAJE

García Ruiz-Zorrilla J, Fernández Letón JP, Pérez Moreno JM, Zucca Aparicio D, Miñambres Moro A

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Madrid Sanchinarro – Grupo Hospital de Madrid. Madrid.

Correspondencia: juangarcia@hospitaldemadrid.com

Palabras clave: IGRT, Protocolo, cone beam, Incertidumbre**Introducción y objetivos**

El Objetivo de los protocolos de imagen guiada *off-line* es reducir los errores sistemáticos de posicionamiento del paciente en la unidad de tratamiento, siendo más importante que la de los errores aleatorios, debido a que los sistemáticos tienen una contribución mayor en el margen del CTV al PTV. En este trabajo se propone un protocolo de imagen guiada *off-line* con las distintas acciones a tomar con sus valores umbral evaluados previamente por localización anatómica en una muestra de 474 pacientes y 4821 *cone beam* CT (CBCT) de megavoltaje.

Material y métodos

Se evalúan las incertidumbres aleatorias y sistemáticas para desplazamientos de mesa en cada uno de los tres ejes (lateral, longitudinal, vertical) de una población de 474 pacientes y 4821 CBCT, separadas por distintas localizaciones anatómicas (oral, próstata, recto, tórax, abdomen, ginecológico). A partir de estos valores se calcularán los valores umbrales para cada decisión del nuevo protocolo. El protocolo de imagen guiada consta de dos fases, la primera fase que llamaremos de posicionamiento en la que se adquieren varios CBCT en días consecutivos con la intención de calcular el promedio de las correcciones y aplicar este promedio como una corrección al posicionamiento del paciente para el resto del tratamiento. La segunda fase que llamaremos de *seguimiento*, en la que se hacen CBCT con periodicidad semanal con la intención de comprobar el posicionamiento establecido en la fase anterior, así como la no aparición de nuevos errores sistemáticos. Aunque la intención de un protocolo *off-line* es la corrección de los errores sistemáticos, en las sesiones que se haga CBCT se aplicará la corrección para esa sesión de tratamiento, siempre que la corrección sea ≥ 2 mm.

Fase de *posicionamiento*:

Para todos los pacientes se realizan 3 CBCT durante los 3 primeros días de tratamiento, y se calcula la desviación típica de estas correcciones:

1ª *Decisión*: si la desviación típica es mayor o igual que el valor *umbral 1* se realizan 2 CBCT más para mejorar la estadística del valor promedio, si la desviación típica es menor que el valor *umbral 1* se calcula la corrección promedio que corregirá los desplazamientos iniciales del paciente, modificando el posicionamiento del paciente para el resto de sesiones.

En los pacientes que se realicen 5 CBCT durante los 5 primeros de tratamiento se volverá a calcular la desviación típica de las correcciones:

2ª *Decisión*: si la desviación típica es mayor o igual que el valor *umbral 2* se supone que las incertidumbres aleatorias de este paciente son demasiado grandes, la inmovilización no es reproducible y este paciente se debería volver a simular si no se encuentra alguna causa de error que pueda ser subsanada. Si la desviación típica es menor que el valor *umbral 2* se calcula la corrección promedio que modificara el posicionamiento del paciente para el resto de sesiones.

Fase de *seguimiento*:

Después de la fase de *posicionamiento* el siguiente día (4º día si en la fase previa se adquirieron 3CBCT o 6º día si en la fase previa se adquirieron 5CBCT) se realiza un CBCT de comprobación del nuevo posicionamiento. Durante el resto del tratamiento se realizará un CBCT semanalmente de comprobación. 3ª *decisión*: si en alguno de estos CBCT de comprobación hay algún desplazamiento mayor que el valor *umbral 3* se repite el CBCT al día siguiente y la corrección promedio de estos 2CBCT se añadirá como una nueva corrección sobre la corrección de la fase de posicionamiento, resultando en una única corrección que se aplicará modificando el posicionamiento del paciente en lo sucesivo.

Resultados y discusión

Si S_i es el promedio de las correcciones para el paciente i (incertidumbre sistemática del paciente i) y σ_i es la desviación típica de estas correcciones para el paciente i (incertidumbre aleatoria del paciente i). Para una población la incertidumbre sistemática (Σ) estará estimada por la desviación estándar de los promedios de las correcciones de todos los pacientes $\Sigma = SD(S_i)_p$. La incertidumbre aleatoria (σ) de una población estará estimada por la raíz cuadrada del promedio de las varianzas de cada paciente. $\sigma = \text{raiz}(\langle \sigma_i^2 \rangle_p)$. Se realizan 3 CBCT a todos los pacientes para determinar la corrección promedio a realizar en las sucesivas sesiones en vez de 5 ya que este aumento de la incertidumbre (aumenta de $1/\text{raiz}(5)$ a $1/\text{raiz}(3)$) es del mismo orden que el

redondeo de la corrección al mm, puesto que la mínima escala de la mesa de tratamiento es el mm. Hay que tener en cuenta que al estimar la desviación típica de las correcciones de los primeros días, se hace con 3 o 5 medidas y por tanto esta desviación típica tendrá mucha incertidumbre, por tanto lo que se hace es aumentar el valor umbral (*umbral 1 y 2*) para tener un índice de confianza del 95% de que esta desviación típica estimada es mayor que el valor de corte que hemos decidido. Esto implica que para calcular el valor *umbral 1* aumentamos el valor de corte 1 (que se compara con una desviación típica de 3 medidas) en un factor de 1.73 y para el valor *umbral 2* aumentamos el valor de corte 2 (que se compara con una desviación típica de 5 medidas) en un factor de 1.54. Este aumento del valor de corte se debe al número de medidas con las que se estima la desviación típica de las correcciones. La intención de la *1ª decisión* es filtrar los pacientes que tengan una incertidumbre aleatoria grande para aumentarles la estadística y determinar con mayor precisión la corrección promedio, este valor se calcula a partir de la incertidumbre aleatoria poblacional (σ) y se compara con la desviación típica. El valor de corte $1 = \sigma$ y por tanto valor umbral $1 = 1.73\sigma$. La idea de la *2ª decisión* es filtrar los pacientes que tengan incertidumbres aleatorias muy grandes, si no hay otra causa asignable se asigna a la simulación, con la intención de evitar hacer CBCT diario a estos pacientes durante todo el tratamiento. Este valor también se calcula a partir de la incertidumbre aleatoria poblacional (σ). El valor de corte $2 = 2\sigma$ y por tanto el valor umbral $2 = 3.08\sigma$. La *3ª decisión* pretende corregir la aparición de nuevos errores sistemáticos durante la fase de seguimiento intentando distinguir estos de las variaciones de la incertidumbre sistemática residual. Los valores umbral 3 se van a comparar con desplazamientos y por tanto se estiman a partir de la incertidumbre sistemática poblacional evaluada previamente en esta fase de seguimiento. Valor umbral $3 = 3\Sigma$.

Conclusiones

Con este protocolo se establecen decisiones con sus valores umbral evaluados en cada dirección y por localización anatómica-sistema de inmovilización con el fin de reducir la carga de trabajo debido a la IGRT manteniendo o incluso mejorando el porcentaje de reducción de los errores sistemáticos. Todas estas decisiones se establecen de forma automática en una hoja de cálculo unificando el procedimiento y evitando criterios subjetivos a la hora de tomar decisiones

CÁLCULO DE DOSIS ABSORBIDA PARA LA VERIFICACIÓN DE LAS CURVAS DE CALIBRACIÓN UH-DENSIDAD ELECTRÓNICA RELATIVA OBTENIDAS CON DISTINTOS MANIQUÍES

Pérez Álvarez ME, De Sena Espinel E, Delgado Aparicio JM, Martín Rincón C, García Repiso S, Ramos Pacho JA, Verde Velasco JM, Gómez González N, Cons Pérez N y Sáez Beltrán M

Servicio de Radiofísica y P.R. Hospital Universitario de Salamanca. Salamanca.

Correspondencia: eperezalva@saludcastillayleon.es

Palabras clave: Curva de calibración UH-DER, maniquí de densidades, comparación de dosis, algoritmo de cálculo.

Introducción y objetivos

Debido a la reciente implementación en el Servicio de Radioterapia de nuestro centro de un escáner Aquilion LB (Toshiba), destinado a la simulación de pacientes, se hizo necesario establecer una nueva curva de calibración UH-densidad electrónica relativa (DER) con el fin de ser utilizada para el cálculo dosimétrico en los planificadores. Para la medida de dicha curva se utilizaron 3 maniquíes diferentes: Mini CT QC (Nuclear Associates), Maniquí de Imagen (SEFM) y TomoPhantom (Gammex), todos ellos con insertos de diferentes densidades. Las curvas extraídas a partir del estudio de imagen para cada maniquí mostraron un comportamiento similar para las densidades que abarcaban el rango entre aire y agua, encontrándose a partir de entonces discrepancias entre los valores para los diferentes maniquíes, siendo éstas más notables a medida que la densidad de los insertos aumenta. Para el rango de altas densidades, que tiene relevancia clínica en el caso de pacientes con prótesis, solo uno de los maniquíes (SEFM) dispone de insertos metálicos (Al, Ti y acero), por lo que la curva de calibración en el rango de altas densidades no se puede comparar con el resto de maniquíes, y tampoco con curvas teóricas extraídas de la bibliografía. Con el propósito de discernir con qué curva de calibración se obtiene una distribución dosimétrica más exacta, se realizan medidas de dosis en la unidad de tratamiento y se evalúan los valores encontrados.

Material y métodos

Para las medidas de dosis, se diseña una disposición con una cuba de agua T4322 (PTW) de 30x30x30cm³ en la que se puede colocar a lo largo del eje del haz un inserto a una profundidad determinada (13 cm) y una cámara de ionización 31002 (PTW) de 0.125 cm³ a diferentes profundidades (3, 9, 17 y 24 cm) desde la superficie de entrada del haz (SSD = 100 cm). Se irradia con un campo de 10x10cm², con fotones de 15 MV, y 300 UM, en un acelerador Clinac DHX (Varian). Las medidas se realizaron para los insertos con densidades equivalentes a aire, hueso, titanio, y sin inserto. Esta misma disposición se modeló en el planificador Eclipse v. 10 (Varian), forzando para cada inserto el valor de la densidad nominal suministrada por el fabricante. Para el cálculo de la dosis, se introdujeron en el planificador las 3 curvas de calibración obtenidas previamente de los diferentes maniquíes, y se realizaron las correspondientes dosimetrías con los algoritmos de cálculo AAA y AcurosXB.

Resultados y discusión

Analizando los resultados, se tiene que las dosis calculadas con las 3 curvas para insertos de densidades hasta hueso presentan una diferencia en torno a un 2% con respecto al valor de la dosis medida, tanto a distintas profundidades como para los distintos algoritmos de cálculo. Para el caso de altas densidades, los valores de las curvas de Nuclear Associates y Gammex se extrapolaron linealmente, presentando una diferencia máxima del 21% entre los valores de las 3 curvas para la DER del titanio. Cuando se usa la curva obtenida con el maniquí de Nuclear Associates con el inserto de Ti se obtienen diferencias de un 7% entre la dosis calculada y la medida justo en el punto ubicado tras el inserto (17 cm de profundidad). Dicha diferencia aumenta hasta un 9.5% en el punto situado a 24 cm de profundidad. Las diferencias entre las dosis medidas y las calculadas a partir de las curvas del maniquí de la SEFM y de Gammex son menores, no superando el 2% en ambos casos para el punto situado a 17 cm de profundidad. Estas diferencias de cálculo con el inserto de titanio sólo se han podido comprobar con el algoritmo AAA, debido a que el algoritmo AcurosXB no está implementado para densidades mayores de 3.0 g/cm³.

Conclusiones

Los valores de dosis calculados en el planificador para las 3 curvas de calibración UH-DER obtenidas a partir de los diferentes maniqués, han presentado una buena concordancia con las dosis medidas a las profundidades estudiadas para el rango de densidades habituales. Se han encontrado diferencias significativas para altas densidades, en torno a la del titanio. Las dosis calculadas con AAA en los puntos situados tras el inserto de titanio, sobreestiman la dosis, ratificando otras referencias bibliográficas. Como consecuencia de todo esto, se confirma la conveniencia de evitar incidencias de los haces de radiación que alcancen a la prótesis antes que al PTV.

Bibliografía

- [1] S.J. Thomas. “Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning”. The British Journal of Radiology, 72, 781-786 (1999).
- [2] S.A. Lloyd, W. Ansbacher. “Evaluation of an analytic linear Boltzmann transport equation solver for high-density inhomogeneities”. Med. Phys. 40 (1), 011707 (5pp) (2013).

IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE EVALUACIÓN AUTOMATIZADA DEL TEST DE WINSTON-LUTZ BASADO EN LA TRANSFORMADA GENERALIZADA DE HOUGH

Martín-Viera Cueto JA, Moreno Sáiz C, Benítez Villegas EM, Fernández Cañadillas MJ, Caballero Lucena E y Cantero Carrillo M

Unidad de Gestión de Radiofísica Hospitalaria, H.R.U. Carlos Haya, Málaga.

Correspondencia: jamartinv@gmail.com

Palabras clave: Control de calidad, Estereotaxia, Radioterapia, Test de Winston-Lutz

Introducción y objetivos

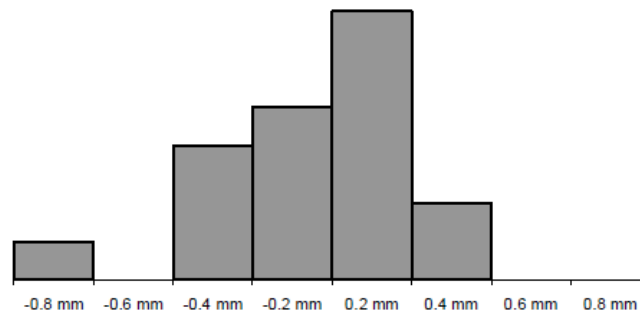
Las técnicas estereotáxicas en radioterapia externa requieren una alta exactitud en el posicionamiento del paciente y en la localización de volúmenes blanco. Esto genera una serie de nuevas necesidades en los programas de garantía de calidad, especialmente si el tratamiento consta de varias fracciones. En particular es fundamental conocer con precisión submilimétrica la posición del isocentro de la unidad de tratamiento que se considera como la localización de referencia del haz. El test de Winston-Lutz (W.L.) asegura una exactitud en la localización del isocentro mejor que 1 mm. Para ello, se simula el isocentro mecánico con una pequeña esfera metálica, y se estudia la alineación con el centro de un campo rectangular a partir de imágenes en distintas proyecciones predefinidas caracterizadas por un ángulo de colimador, de gantry y de mesa. Se ha diseñado un procedimiento automatizado de evaluación del test W.L. basado en la transformada generalizada de Hough [1] que proporciona una precisión mejor que la resolución de la imagen a la hora de determinar la diferencia entre el isocentro mecánico y el radiológico, eliminando la subjetividad en la evaluación.

Material y métodos

El método de la transformada generalizada de Hough se ha implementado en Matlab para analizar imágenes del test W.L. obtenidas en un Varian 600 DBX con colimador micromultiláminas Brainlab y con película EBT3. La transformada generalizada de Hough se usa para la extracción de patrones paramétricos en la imagen, como líneas y círculos. Proporciona un método robusto frente a la presencia de ruido y de artefactos porque se basa en la detección de dichos elementos en la imagen. Las líneas en la imagen se parametrizan como $x \cos \theta + y \sin \theta = r$ donde (x, y) son las coordenadas de los puntos de la línea. Un punto de coordenadas (r, θ) en el espacio de Hough (E.H.) corresponde a una línea en la imagen, donde r es la distancia mínima entre la línea y el origen y θ es el ángulo con el eje de ordenadas. En el caso de círculos de radio r_c conocido, $(x-x_c)^2 + (y-y_c)^2 = r_c^2$, el punto (x_c, y_c) en el E.H. corresponde a un círculo de centro (x_c, y_c) en la imagen. Si el radio r_c es desconocido, entonces el E.H. pasa a ser tridimensional. La precisión de este método depende de la relación señal-ruido (RSR) de la imagen, empeorando a valores bajos de RSR. Para mejorar la RSR, se aplica a la imagen un filtro de Wiener de 5 píxel. El paso previo consiste en obtener el gradiente de la imagen a través de un filtro "canny" para obtener una imagen binaria del contorno del campo y del de la esfera. La transformada generalizada de Hough se aplica a los puntos de dicho contorno, generando curvas en el E.H. Estas curvas se cruzan entre sí dando lugar a una serie de máximos o picos en el E.H.: al aplicar la transformación para líneas aparecen cuatro máximos correspondientes a los lados del contorno del campo, y al aplicar la transformación para círculos aparece un máximo correspondiente al contorno de la esfera. De las coordenadas de dichos máximos se obtienen las ecuaciones paramétricas de las líneas del contorno del campo, y las coordenadas del centro en el caso del contorno de la esfera. De las ecuaciones de los bordes del campo se obtienen las coordenadas del centro, con la que se determina la distancia al centro de la esfera que representa la distancia entre el isocentro mecánico y el isocentro de radiación para la proyección correspondiente.

Resultados y discusión

Para ver la efectividad del método, se compara con el método usado previamente en nuestro centro. Éste se basa en asignar coordenadas al centro tanto del campo rectangular como de la esfera mediante la selección de una región de interés (RDI) adecuada en la imagen con la ayuda del software ImageJ. Para ello se selecciona una ventana de visualización adecuada para aumentar el contraste. Se trata por tanto de un método en el que influye la subjetividad del evaluador. El histograma de diferencias entre los dos métodos para las últimas diez radiocirugías se muestran en la siguiente gráfica:



La diferencia promedio es de 0.08 mm con una desviación estándar de 0.3 mm. La desviación estándar representa la incertidumbre debida al criterio subjetivo del método de la RDI, y concuerda con los valores publicados en la bibliografía [2].

Conclusiones

Se ha implementado una herramienta software basada en la transformada generalizada de Hough para automatizar la evaluación del test W.L. Este método proporciona una evaluación cuantitativa de la prueba. Además elimina la subjetividad del evaluador que supone una incertidumbre de 0,3 mm.

Bibliografía

- [1] Du et al. “A robust Hough transform algorithm for determining the radiation centers of circular and rectangular fields with subpixel accuracy”. *Phys. Med. Biol.* 2009; 54: 555–567
- [2] Rowshanfarzad et al. “Isocenter verification for linac-based stereotactic radiation therapy: review of principles and techniques”. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2011; 12(4):185–195.

INFLUENCIA DE LA CURVA DE DENSIDAD ELECTRÓNICA RELATIVA EN LA DOSIMETRÍA CLÍNICA EN TRATAMIENTOS ESTEREOTÁXICOS

Moreno Sáiz C, Benítez Villegas EM, Casado Villalón FJ, Parra Osorio V, Bodineau Gil C y García Pareja S

Unidad de Gestión de Radiofísica Hospitalaria. HRU Carlos Haya. Málaga. España.
Correspondencia: c_morenoisaiz@yahoo.es

Palabras clave: Radiocirugía, radioterapia estereotáxica fraccionada, densidad electrónica, unidades Hounsfield, dosimetría clínica

Introducción y objetivos

El cálculo dosimétrico del planificador de radiocirugía (RC) y radioterapia estereotáxica fraccionada (RTEF) se basa en el algoritmo Pencil Beam. Este algoritmo usa el método de la longitud radiológica equivalente para la corrección por heterogeneidades de los distintos tejidos del paciente. Para ello, necesita conocer las densidades electrónicas de estos tejidos y las obtiene a partir de las imágenes de la tomografía computarizada (TC) mediante valores de conversión de unidades Hounsfield (UH) a densidad electrónica. Esta relación funcional se denomina curva de densidad electrónica relativa (curva DER) y depende del protocolo y del tipo de TC utilizado. El objetivo de este trabajo consiste en analizar la diferencia entre la dosimetría clínica en los tratamientos con RC y RTEF obtenida a partir de la curva DER tabulada (Schneider 1996) y la establecida con el escáner de radioterapia.

Material y métodos

Para obtener la curva DER se adquieren imágenes axiales con TC (Toshiba Aquilion LB) de un maniquí (CIRS Modelo 062M) que contiene 9 insertos de diferentes materiales con densidades electrónicas conocidas equivalentes al tejido del cuerpo humano. Las imágenes del maniquí se realizan con el protocolo y la técnica empleada para la planificación de RC y RTEF. Se miden las UH que produce cada material y mediante dos ajustes lineales se calcula la curva DER. El sistema de planificación con la que se diseñan los tratamientos (iPlan RT Dose) trabaja por defecto con una curva DER tabulada cuyos valores estándar hacen referencia al artículo de Scheneider 1996. Se calculan las dos pendientes de esta curva y se comparan con las obtenidas en los ajustes lineales de la curva DER establecida con el escáner. Por último, se analizan 43 pacientes de RC (11 metástasis, 4 metástasis dobles, 15 neurinomas acústicos, 2 oligodendrogliomas, 2 glomus yugular, 1 ependimoma, 1 astrocitoma y 2 meningiomas) y 9 pacientes de RTEF (4 adenomas de hipófisis, 1 cavum, 1 neurinoma del seno cavernoso, 2 meningiomas y 1 cordoma). Para cada uno de ellos se realizan dos cálculos de dosis, uno seleccionando la curva DER tabulada y otro la establecida con el escáner. Los parámetros dosimétricos estudiados para comparar las dosimetrías clínicas de cada paciente son: dosis máxima en los órganos de riesgo e índice de conformidad (CI), índice de homogeneidad (HI) y dosis mínima (MTD) en el volumen blanco de planificación (PTV).

Resultados y discusión

La curva DER está formada por dos tramos rectilíneos que se ajustan cada uno de ellos a una función de regresión lineal de pendientes y ordenadas en el origen diferentes. En el primer tramo se toman los valores dentro del rango [-1000,47] UH en la curva DER tabulada y del rango [-1000,44] UH en la determinada con el escáner. El segundo tramo contiene los valores superiores a éstos. En la tabla 1 se muestran las pendientes y las ordenadas en el origen de los ajustes lineales de las curvas DER y se observa una diferencia en la pendiente del segundo tramo, siendo menor en la curva establecida con el escáner.

	1º Tramo		2º Tramo	
	Pendiente	Ordenada	Pendiente	Ordenada
Curva DER tabulada	0,001	1,00	0,0005	1,02
Curva DER escáner	0,001	1,01	0,0004	1,02

Tabla 1. Ajustes lineales de la curva DER tabulada y la obtenida con el escáner.

A continuación se introducen ambas curvas en el sistema de planificación y seleccionando una u otra curva se realizan dos cálculos de dosis para cada paciente. Una vez evaluadas las dosimetrías clínicas se comparan entre ellas encontrando los siguientes resultados:

- En RC la diferencia obtenida en valor absoluto en la dosis máxima en los órganos de riesgo es inferior a 0,11 Gy. Tanto en el CI, como en el HI y en la MTD la diferencia en valor absoluto es inferior a 0,13, 0,01 y 1% respectivamente. En todos los casos se cumplen las tolerancias (CI: $\geq 1,0$ y $\leq 2,0$, HI: $\leq 2,0$, MTD: $\geq 90\%$) recomendadas por el Radiation Therapy Oncology Group (RTOG).
- En RTEF la diferencia en valor absoluto encontrada en la dosis máxima en los órganos de riesgo, en el HI y en la MTD es inferior a 1 Gy, 0,02 y 2% respectivamente, cumpliendo todas las tolerancias recomendadas. Sin embargo, la diferencia del CI es inferior a 0,04 salvo en el caso del neurinoma del seno cavernoso que es 0,34. Al estar rodeado de hueso el PTV tiene un valor promedio UH alto (524 UH) perteneciendo al 2º tramo de la curva donde existe mayor diferencia entre las curvas DER. En este caso, el valor del CI calculado con la curva tabulada es 2,16 superando la tolerancia recomendada por el RTOG, mientras que el valor obtenido con la curva determinada con el escáner es 1,82 encontrándose dentro de tolerancia.

Conclusiones

Al evaluar la dosimetría clínica en los 52 tratamientos con RC y RTEF obtenida a partir de la curva DER tabulada y la establecida con el escáner de radioterapia, se ha podido comprobar, que en los todos los casos los parámetros dosimétricos cumplen con las tolerancias recomendadas por el RTOG salvo en el neurinoma del seno cavernoso. En este caso el PTV está rodeado de hueso teniendo una densidad electrónica alta y produciendo en la dosimetría clínica calculada con la curva DER tabulada, un valor en el CI superior a la tolerancia recomendada. Esto demuestra la importancia de caracterizar adecuadamente la curva DER.

Bibliografía

- [1] Schneider U, Pedroni E, Lomax A. The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol* 1996; 41: 111-124.
- [2] Martínez LC, Rodríguez C, Muñoz C, López A. Un método para la conversión del número Hounsfield en densidad electrónica y para la obtención de la energía efectiva en los escáneres CT. *Revista de Física Médica* 2002; 3(1): 19-25.

MODELADO DE UN COLIMADOR MICROMULTILÁMINAS EN EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN PINNACLE

García Hernández T, Brualla González L, Vicedo González A, Rosello Ferrando J y Granero Cabañero D

ERESA. Hospital General de Valencia/Servicio de Radiofísica. Valencia. España.
 Correspondencia: mtrinitat@eres.com

Palabras clave: Micromultiláminas, Brainlab, Pinnacle, modelado

Introducción y objetivos

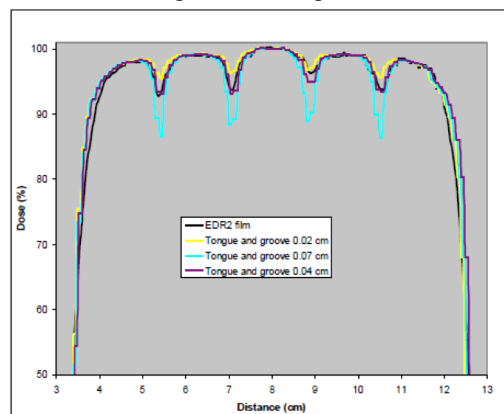
Modelar y validar, en el sistema de planificación y cálculo Pinnacle, un colimador micromultiláminas montado en un acelerador Primus de Siemens. El objetivo es aprovechar las mejoras que ofrece el algoritmo de convolución de cono colapsado y la capacidad del sistema de modelar el extremo final redondeado de las láminas.

Material y métodos

El colimador micromultiláminas se modela manteniendo fijas las mordazas del acelerador con un valor de $9.2 \times 9.2 \text{ cm}^2$. Se miden perfiles y rendimientos en profundidad para un amplio rango de tamaños de campo cuadrados desde $0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$ hasta $3 \times 3 \text{ cm}^2$, a una distancia fuente superficie de 100 cm y profundidades de 1.5, 5, 10 y 20 cm, empleando un diodo estereotáxico SFD de Scanditronix. Los factores de campo para tamaños desde $0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$ hasta $3 \times 3 \text{ cm}^2$ se miden empleando un diodo estereotáxico no blindado. Para tamaños de campo mayores se emplea una cámara de ionización ic15 de Scanditronix. Los resultados de estas medidas se emplean para el modelado y para la comparación con el cálculo realizado en el sistema de planificación. Se emplea película radiográfica EDR2 para la medida de campos adyacentes. Se comparan los resultados de estas medidas con los cálculos realizados en el sistema de planificación, para modelar y validar los parámetros: radio del extremo redondeado de la lámina, *offset* de calibración de la lámina y anchura del *tongue and groove*.

Resultados y discusión

Las medidas experimentales y los cálculos realizados en Pinnacle coinciden en un rango de 2% o 2mm excepto para las colas de los mayores tamaños de campo para los que las diferencias son en todos los casos $< 3.5\%$. La comparación de la película radiográfica y los cálculos del sistema de planificación proporcionan un resultado óptimo para un valor del radio del extremo redondeado de la lámina de 15 cm y para una anchura del 'tongue and groove' de 0.04 cm. En la figura 1 se comparan las medidas empleando película radiográfica EDR2 con los cálculos realizados en Pinnacle para diferentes valores de la anchura del 'tongue and groove'. El campo irradiado consiste en cinco campos adyacentes de $2 \times 9.2 \text{ cm}^2$ colindantes en la dirección perpendicular al movimiento de las láminas. Se observa que el valor óptimo es 0.04 cm.



Conclusiones

Pinnacle modela el colimador micromultiláminas de Brainlab montado en un acelerador Primus de Siemens con unos resultados aceptables para su uso clínico.

Bibliografía

- [1] Validation of Pinnacle treatment planning system for use with Novalis delivery unit. Faygelman V, Hunt D, Walker L, Mueller R, Demarco ML, Dilling T, Stevens C, Zhang G. J Appl Clin Med Phys. 2010 Jun 15;11(3):3240.
- [2] Verification of a rounded leaf-end MLC model used in a radiotherapy treatment planning system. M J Williams and P Metcalfe. Phys. Med. Biol. 51 (2006) N65–N78

EVALUACIÓN DE LA DOSIS INTEGRAL Y DOSIS PERIFÉRICA DEL TEJIDO SANO EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA DE CÁNCER DE PRÓSTATA CON TÉCNICAS DE 3DCRT, IMRT INVERSA Y VMAT

Vicent Granado D, Carrasco Herrera MA, Mateo Pérez C, Velázquez Miranda S y Herrador Córdoba M

H.U. Virgen del Rocío/UGC Radiofísica, Sevilla, España.

Correspondencia: vicentgranado@gmail.com

Palabras clave: Dosis integral, Dosis periférica, Próstata, 3DCRT, IMRT, VMAT

Introducción y objetivos

El tratamiento de radioterapia externa de cáncer de próstata se puede llevar a cabo con diversas técnicas: 3DCRT, IMRT inversa y más recientemente VMAT. Nuestro objetivo es comparar dichas técnicas en un aspecto concreto, el de evaluar la dosis a tejido sano, entendiendo como tal el volumen global menos el que configura el volumen de planificación (PTV).

Material y métodos

Se seleccionaron para este estudio 32 pacientes; 19 con cáncer de próstata de bajo riesgo, y 13 con lecho quirúrgico. Las imágenes de TC de cada uno de ellos se realizaron con el paciente en supino, con la vejiga llena y recto vacío. La dosis de prescripción fue de 76 Gy en el caso de próstatas y 66 en el caso de lechos. Para cada paciente se realizaron tres planificaciones distintas en un planificador Pinnacle versión 9.1, modelado para un acelerador Elekta Synergy con fotones de 6 MV. Para la planificación de 3DCRT se utilizaron 5 campos (0°, 90°, 135°, 225° y 270°), para la IMRT inversa 7 campos, (0°, 50°, 90°, 130°, 230°, 270° y 310°) y para la VMAT un único arco completo. Se evaluó la dosis integral, definida como el producto del volumen en cm³ de un órgano o región considerada, por la dosis media recibida en la misma. Se compararon los resultados obtenidos en los tres tipos de tratamiento para tres anillos alrededor de la próstata o el lecho, a una distancia de 1, 2 y 5 cm y con un espesor de 2mm, así como la dosis integral del volumen global menos el PTV. En este último volumen también se obtuvieron el V₂, V₅, V₁₀, V₂₀ y V₃₀ para evaluar las zonas de bajas dosis. Por último, se anotaron las unidades de monitor (UM) necesarias para impartir una dosis de 2 Gy por sesión en cada uno de los casos. Se realizó un test de Wilcoxon para comparar los resultados de IMRT y VMAT con los tratamientos en 3DCRT, el umbral para una significación estadística fue $p \leq 0.05$. Todas las pruebas y análisis estadísticos se realizaron con Statistical Package of Social Science versión 18.0 (SPSS, Chicago, IL).

Resultados y discusión

En la siguiente tabla se resumen los datos obtenidos para la dosis integral en cada una de las regiones estudiadas y el V₂, V₅, V₁₀, V₂₀ y V₃₀ para el tejido sano. Comparado con las planificaciones en 3D, la IMRT presenta valores de dosis integral media menores para todas las regiones, siendo la diferencia estadísticamente significativa en todos los casos ($p \leq 0.05$). Para el caso de los volúmenes de bajas dosis el comportamiento es el mismo, los resultados obtenidos son menores en IMRT que en 3DCRT. En la comparación entre 3D y VMAT, la dosis integral media es mayor para VMAT, siendo la diferencia significativa en el caso de las próstatas, y no significativa en el caso de los lechos quirúrgicos ($p > 0.05$). El comportamiento en los volúmenes de bajas dosis

		3DCRT	IMRT	VMAT	
Próstatas	Anillo 1	158520,93	140991,04	169515,79	cGy*cm ³
	Anillo 2	128561,64	118140,01	137295,49	
	Anillo 5	113955,76	107899,36	123917,09	
	Body-PTV	10197471,00	9680758,50	11027293,00	
	V ₂	16468,55	15997,79	17941,78	cm ³
	V ₅	14225,45	14331,78	15915,52	
	V ₁₀	113955,76	107899,36	123917,09	
	V ₂₀	128561,64	118140,01	137295,49	
V ₃₀	158520,93	140991,04	169515,79		
Lechos quirúrgicos	Anillo 1	223174,75	177276,21	225507,23	cGy*cm ³
	Anillo 2	167258,02	138292,29	170066,83	
	Anillo 5	142844,70	123511,08	147282,39	
	Body-PTV	12006150,00	10161329,00	12274244,00	
	V ₂	17443,69	16251,12	18604,55	cm ³
	V ₅	14979,92	14908,29	16622,35	
	V ₁₀	14055,72	12933,85	11563,65	
	V ₂₀	13979,62	12808,38	11642,46	
V ₃₀	15228,77	13418,54	12270,08		

es más complejo, los resultados muestran que estos son mayores para la VMAT excepto el V₁₀, V₂₀ y V₃₀ en los lechos, que son menores. El número medio de UM necesarias en IMRT es muy superior al de las otras técnicas, lo que habría que tener en cuenta por su relación con la radiación de fuga, llegando, en el caso de los lechos, a duplicar al de 3DCRT (3DCRT, 362; IMRT, 731; VMAT, 472).

Conclusiones

La técnica IMRT presenta una reducción de la dosis integral en tejido sano, así como una disminución de los volúmenes irradiados a bajas dosis, sin embargo, el número de unidades de monitor aumenta casi al doble, lo que habría que tener en cuenta por la radiación de fuga. La técnica VMAT presenta en general mayores dosis integrales y volúmenes irradiados a bajas dosis que la técnica estándar en tratamientos de próstata, no siendo así en el caso de los lechos quirúrgicos. Respecto a las unidades de monitor son del orden de la 3DCRT.

Bibliografía

- [1] David Palma M.D., Emily Vollans M.S.C., Kerry James R.T.T. Sandy Nakano R.T.T., Vitali Moiseenki PH.D., Richard Shaffer F.R.C.R. Volumetric modulated arc therapy for delivery of prostate radiotherapy: comparison with intensity-modulated radiotherapy and three-dimensional conformal radiotherapy. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 72, No. 4
- [2] Hidefumi Aoyama M.D., Clark Westerly D., Rockwell Mackie T., Gustavo H. Olivera, Soren M. Bentzen, Rakesh R. Patel. Integral radiation dose to normal structures with conformal external beam radiation. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 64, No. 3

COMPARACIÓN DE CURVAS DE UNIDADES HOUNSFIELDS DE PLANIFICACIÓN Y PROPORCIONADAS POR EL OBI CONE BEAM CT

Rodríguez Alarcón C, Vicent Granado D, Gutiérrez Ramos SM, Sánchez Carmona G y Herrador Córdoba M

UGC Radiofísica. H.U. Virgen del Rocío. Sevilla.

Correspondencia:

Palabras clave: Radioterapia, Cone Beam

Introducción y objetivos

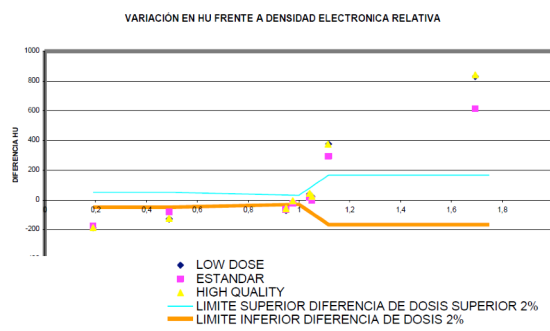
Debido a la posibilidad de poder realizar cálculos dosimétricos con las imágenes proporcionadas por el sistema de imagen OBI ha surgido la necesidad de estudiar la diferencia entre la curva de densidades Hounsfield utilizada en el TPS y las correspondientes del OBI. Así como las diferencias de tipo dosimétrico que pueden aparecer a consecuencia de las diferencias entre ambas.

Material y métodos

Se ha utilizado para la obtención de las curvas ha el fantoma de densidades CIRS 062M, con diferentes insertos, el cual posee una sección central de 18 cm que simula cráneo, mientras que al completo es comparable a una pelvis. La curva de densidades utilizada en el TPS ECLIPSE (V10 Palo Alto) es la recomienda por la ICRU 42 . Mientras que la adquisición de las imágenes se realizaron en el OBI de un Clínic Varian 2100 DHX. Para simular la dispersión adicional provocada por el paciente se utilizaron planchas de agua sólida. Los Cone beam se han realizado para el maniquí de cráneo con los protocolos utilizados fueron Estándar Dose Head, High Quality Head, Low dose Head Para todo el maniquí al completo se realizaron exploraciones Pelvis y Low Dose thorax. Todas ellas con las técnicas de adquisición que aparecen por defecto. Para estos se han realizado dos adquisiciones comprobando la posible afección de los diferentes insertos, inserto central agua y titanio en cada una de ellas. Las diferentes imágenes fueron exportadas y analizadas mediante software de libre distribución IQworks [1].

Resultados y discusión

Para el análisis y comparativa con respecto a la curva de calibración del TPS lo realizáremos con respecto al inserto de titanio pues para las adquisiciones con inserto de agua no hay diferencia. Los resultados que se muestran en la gráfica se puede observar que para insertos con densidades electrónicas relativas bajas cercana a agua el comportamiento es similar, apareciendo discrepancias conforme aumenta la densidad electrónica relativa de estos. Kilby et al [2] determinaron que se podían encontrar diferencias de dosis de un 2%, causados por variaciones de $\pm 0,03$ en la densidad electrónica relativa del agua, $\pm 0,5$ en la densidad para pulmón así como $\pm 0,08$ para hueso. Esto representaría una diferencia de ± 30 HU para el agua, ± 50 HU para el pulmón y ± 167 HU para hueso. Esto se puede ver en la gráfica donde representamos para los resultados provisionales para los protocolos de cráneo.



Conclusiones

Los números Hounsfield se han estudiado realizando adquisiciones con diferentes protocolos de CBCT, observando que para evitar obtener diferencias dosimétricas importantes con respecto a aquella adquisición adquirida con el TC de planificación es necesario utilizar curvas de calibración propias para cada protocolo de exploración empleado en el Cone beam.

Bibliografía

[1] IQworks programa de libre distribución de análisis de imágenes.

[2] Kilby W, Sage J, Rabett V. Tolerance levels for quality assurance of electron density values generated from CT in radiotherapy treatment planning. *Physics in Medicine and Biology*.2002;47(9):1485.

COMPARACIÓN RADIOBIOLÓGICA DE DOS ESQUEMAS DE TRATAMIENTO EN RADIOTERAPIA DE PRÓSTATA DE ALTO RIESGO

García Hernández T¹, Vicedo González A¹, Pastor Peidró J², Rosello Ferrando J¹, Granero Cabañero D¹, Brualla González L¹ y López Torrecilla J²

¹Servicio de Radiofísica ERESA. Hospital General de Valencia. Valencia.
²Servicio de Radioterapia ERESA. Hospital General de Valencia. Valencia.
 Correspondencia: mtrinitat@eres.com

Palabras clave: Próstata, NTCP, TCP, boost integrado.

Introducción y objetivos

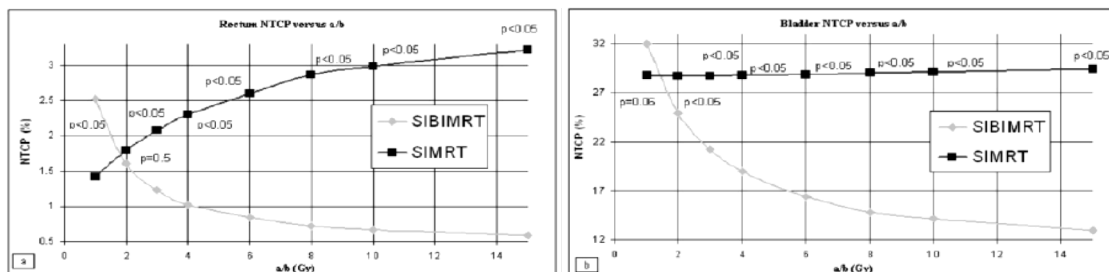
Los avances en la administración de la radioterapia y un mayor conocimiento de la radiobiología del cáncer de próstata, han conducido al diseño de nuevos esquemas de fraccionamiento con el objetivo de mejorar el control y reducir la toxicidad asociada al tratamiento. En la actualidad sigue existiendo una discusión sobre el valor del α/β de la próstata, pero es ampliamente aceptado que es inferior al típico valor de 10 Gy de la mayoría de tumores sólidos. El bajo valor para el α/β , que con mucha probabilidad está entre 1.5 Gy y 3 Gy, sugiere que el cáncer de próstata tiene una alta sensibilidad a la dosis por fracción. Por tanto, un esquema de tratamiento hipofraccionado debería mejorar el radio terapéutico. El objetivo de este estudio es comparar dos técnicas de IMRT para el tratamiento de cáncer de próstata de alto riesgo. Una de las técnicas consiste en un tratamiento secuencial en el que se tratan en tres fases los nódulos pélvicos, las vesículas y la próstata, empleando un fraccionamiento convencional de 2Gy/fracción (SIMRT). El otro tratamiento consiste en dos fases en las que se administran diferentes niveles de dosis simultáneamente en cada fase (SIBIMRT). La técnica SIBIMRT administra una dosis por fracción mayor a la próstata, 2.5 Gy/fracción, y a las vesículas, 2.25 Gy/fracción y la misma dosis que en la técnica secuencial a los nódulos pélvicos, 2 Gy/fracción

Material y métodos

Se planifican 20 pacientes empleando ambas estrategias de tratamiento para administrar una dosis equivalente a 2 Gy (EQD₂) de 82 Gy a la próstata, 70 Gy a las vesículas y 46 Gy a los nódulos linfáticos, empleando el modelo lineal cuadrático y suponiendo $\alpha/\beta_{prostate}=1.5$ Gy. Se calculan los histogramas dosis volumen de la próstata, el recto y la vejiga y a partir de éstos la probabilidad de control tumoral (TCP) y la probabilidad de complicación del tejido sano (NTCP). Dado que el α/β de la prostata no se conoce con exactitud se calcula el TCP de la próstata para α/β entre 1.5 y 10 Gy. El NTCP de la vejiga y el recto se calcula para α/β entre 1 y 15 Gy.

Resultados y discusión

Las dos técnicas de tratamiento tienen TCP y EQD₂ equivalentes para $\alpha/\beta_{prostate}=1.5$ Gy. Para valores mayores de $\alpha/\beta_{prostate}$, EQD₂ y TCP son inferiores en la técnica SIBIMRT. En el caso de la vejiga y el recto si α/β_{OAR} está entre 2 y 15 Gy EQD₂ es superior para el esquema de tratamiento SIMRT. El NTCP de la vejiga y el recto es mayor para la técnica SIMRT cuando $\alpha/\beta_{OAR} \geq 2-3$ Gy. La figura 1 muestra el NTCP del recto (a) y la vejiga (b) en función del valor de α/β .



Conclusiones

En este estudio se muestra una comparación entre dos estrategias de tratamiento para el tratamiento del cáncer próstata de alto riesgo. Los resultados muestran que un esquema hipofraccionado mediante boost integrado reduce, para el α/β propuesto en la bibliografía, EQD₂ y NTCP para la vejiga y el recto, mientras que mantiene el TCP de la próstata para los valores típicos de α/β empleados en la actualidad.

HERRAMIENTA DE ASISTENCIA EN EL COMISIONADO DE NUEVOS ALGORITMOS DE SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN DE TERAPIA CON RADIACIONES IONIZANTES

Reinado D¹, Ricós B¹, Alonso S¹, Chinillach N², Bellido P² y Tortosa R²

¹Servicio de Radiofísica y P.R. Hospital Clínico Universitario de Valencia. Valencia

²RtDos. Radioterapia y Dosimetría.

Correspondencia: dreinado@gmail.com

Palabras clave: Comisionado, herramienta, planificación, control de calidad

Introducción y objetivos

El comisionado de un nuevo algoritmo de planificación lleva asociado un elevado número de medidas y horas de trabajo. Con el fin de optimizar el desarrollo del comisionado para los algoritmos AAA y Acuros XB dentro del sistema de planificación Eclipse (V.10) comercializado por Varian hemos desarrollado una herramienta en formato de Microsoft Excel donde se han incluido las diferentes pruebas a realizar.

Material y métodos

Se ha utilizado como herramienta el programa de hoja de cálculo incluida dentro del paquete Office 2007. Para lograr la funcionalidad deseada se han habilitado el uso de macros, de forma que podemos disponer de forma directa con un desplegable el detector con el se realiza la medida, el cual tiene asociado los parámetros de calibración pertinentes (fig. 1), a su vez se han incluido una serie de botones interactivos que marcan la finalización de la medida. (fig. 2)

Campo 5x15		Energía 6MV	Profundidades	M1	M2	M3	Media	Dosis Exp	Dosis RTP	σ	
P	T	Detector	A12, A11*	D _{max}	25,172 nC	25,175 nC	25,171 nC	25,17 nC	133,30 cGy	132,10 cGy	-1,041
1003 mba	20,04 C	No. v	4,035 SpnC	5 cm	21,092 nC	21,096 nC	21,097 nC	21,1 nC	113,40 cGy	110,40 cGy	-0,966
		$\phi(P,T)$	1,0721 mBa	15 cm	11,607 nC	11,621 nC	11,619 nC	11,63 nC	56,49 cGy	56,00 cGy	-0,873

Campo 5x15		Energía 15MV	Profundidades	M1	M2	M3	Media	Dosis Exp	Dosis RTP	σ	
P	T	Detector	A12, 15M*	D _{max}	24,724 nC	24,726 nC	24,725 nC	24,72 nC	119,82 cGy	118,00 cGy	-0,844
1003 mba	20,04 C	No. v	4,783 SpnC	5 cm	23,077 nC	23,086 nC	23,078 nC	23,08 nC	111,93 cGy	111,50 cGy	-0,309
		$\phi(P,T)$	1,0721 mBa	15 cm	14,380 nC	14,382 nC	14,385 nC	14,38 nC	69,19 cGy	69,40 cGy	0,473

Campo 15x15		Energía 6MV	Profundidades	M1	M2	M3	Media	Dosis Exp	Dosis RTP	σ	
P	T	Detector	A12, 6M1*	D _{max}	24,008 nC	24,000 nC	23,998 nC	24 nC	117,63 cGy	116,50 cGy	-0,619
1003 mba	20,04 C	No. v	4,035 SpnC	5 cm	20,305 nC	20,310 nC	20,310 nC	20,31 nC	98,54 cGy	98,50 cGy	-1,048
		$\phi(P,T)$	1,0721 mBa	15 cm	11,274 nC	11,286 nC	11,288 nC	11,27 nC	55,24 cGy	54,40 cGy	-1,514

Campo 15x15		Energía 15MV	Profundidades	M1	M2	M3	Media	Dosis Exp	Dosis RTP	σ	
P	T	Detector	A12, 15M1*	D _{max}	24,004 nC	24,007 nC	24,010 nC	24,01 nC	116,34 cGy	115,40 cGy	-0,807
1003 mba	20,04 C	No. v	A12, 15M2*	5 cm	22,628 nC	22,624 nC	22,623 nC	22,62 nC	105,64 cGy	100,60 cGy	-0,940
		$\phi(P,T)$	A12, 15M3*	15 cm	14,216 nC	14,216 nC	14,220 nC	14,22 nC	68,59 cGy	68,00 cGy	-1,301

Fig 1 : captura de pantalla donde se puede observar la implementación de las diferentes cámaras

	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N
4	POD 15MV	MLC1	MLC2	MLC3	MLC4	MLC5					
5	Perfiles	Campo 1L	Campo 2L	Campo 3L	Campo 4L	Can					
6	5 cm 6MV	MLC9	MLC10	MLC11	MLC12	MLC13	MLC14	MLC15	MLC16	MLC17	M
7	5 cm 15MV	MLC9	MLC10	MLC11	MLC12	MLC13	MLC14	MLC15	MLC16	MLC17	M
8	10 cm 6MV	MLC25	MLC26	MLC27	MLC28	MLC29	MLC30	MLC31	MLC32	MLC33	M
9	10 cm 15MV	MLC25	MLC26	MLC27	MLC28	MLC29	MLC30	MLC31	MLC32	MLC33	M

Campo 1



Oval

Campo 2



C shape

Campo 3



Squiggle shape

Fig 2 : captura de pantalla con la función de botones interactivo

Resultados y discusión

Hemos conseguido poner en marcha una herramienta de asistencia al comisionado facilitando la gestión de tiempos y recursos offline. Esto permite preparar las medidas necesarias en el acelerador según paquetes de afinidad (perfiles, rendimientos, output factors, dosimetría absoluta,...etc.) antes del proceso de medida y posteriormente durante el trabajo de campo en el acelerador utilizarse de guía por parte del personal que se encarga de realizar las medidas en el acelerador. De esta forma que se puede realizar una planificación de trabajo en tiempo real. El uso de esta herramienta puede ser extensible a cualquier tarea de comisionado, ya que al ser las pruebas configurables por el usuario dota a la herramienta de la flexibilidad necesaria para realizar diferentes tareas.

Conclusiones

Aunque inicialmente el desarrollo de la herramienta fue para los algoritmos mencionados anteriormente, su utilización puede ser extensiva a cualquier algoritmo de cálculo. La herramienta ha ayudado en la elaboración de las medidas ya que ha servido como guía y seguimiento del trabajo que se iba realizando. De esta forma se ha podido ir modificando dinámicamente el tiempo de máquina para efectuar las medidas en el menor plazo posible con total rigurosidad. Por otro lado, permite al personal que está midiendo en el acelerador, tener una idea clara de las medidas realizadas, en proceso y pendientes para su posterior análisis.

Bibliografía

[1] Protocolo para control de calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones ionizantes. SEFM

EFFECTO DOSIMÉTRICO DE LAS IMÁGENES DE DOBLE EXPOSICIÓN DE CAMPO Y POSICIONAMIENTO EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA DE MAMA

Bermúdez Luna R¹, Rodríguez Rodríguez C¹, Martín Martín G¹, López Fernández A¹ Caballero Perea B², Ludeña Martínez B² y Prados Losa R²

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Fuenlabrada. Fuenlabrada. Madrid.

²Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario de Fuenlabrada. Fuenlabrada. Madrid.

Correspondencia: rocio.bermudez@salud.madrid.org

Palabras clave: imagen portal, corrección de desplazamientos

Introducción y objetivos

Las técnicas de imagen radiográfica empleadas a lo largo de los tratamientos de radioterapia para el posicionamiento del paciente y la verificación de la conformación de los campos, dan lugar a una dosis adicional, tanto en el volumen blanco, como en el tejido sano alrededor de él. Los objetivos de este trabajo son cuantificar el aumento de dosis en el volumen blanco y en los órganos de riesgo en tratamientos de radioterapia de mama, derivado de las imágenes portales de doble exposición programadas para todo el tratamiento, valorar la reducción de dosis al pasar a imágenes de exposición simple y estudiar si sería conveniente tener en cuenta dicha dosis en el proceso de planificación.

Material y métodos

El presente estudio se ha realizado sobre 24 tratamientos reales de radioterapia de mama. Este tipo de tratamientos representan el porcentaje más alto de los tratamientos convencionales realizados en nuestro centro con verificación del posicionamiento del paciente mediante imágenes portales planas, y, además, cuentan con un número considerable de sesiones y, por tanto, de pruebas de imagen. Todos los tratamientos en nuestro centro se imparten con el acelerador lineal Siemens Artiste (Siemens, Erlangen, Alemania), provisto de un detector de panel plano de silicio amorfo para la obtención de imágenes portales. Los desplazamientos de corrección necesarios se obtienen con el software SyngoRT (Siemens, Erlangen, Alemania) a partir de imágenes ortogonales. Para la obtención de las imágenes se emplea la radiación de fotones de 6 MV del acelerador, en disparos de 2 unidades monitor por imagen, con la técnica de doble exposición, que superpone la imagen de campo conformado o de posicionamiento (cuadrado, de 15 cm o 10 cm de lado) a la de un campo abierto cuadrado de 26 cm de lado. Según el protocolo de nuestro centro, se adquieren imágenes los tres primeros días de tratamiento. El cuarto día se hace un promedio de los desplazamientos, se corrige la posición del paciente y se comprueba con una nueva prueba de imagen. Posteriormente, se verifica el posicionamiento con imágenes semanales. Además, el primer día de tratamiento y el primer día de la sobreimpresión se realizan también imágenes de campo conformado. En este estudio se han analizado dos tipos de tratamientos de mama. El primero con dosis de prescripción de 50 Gy, en 25 sesiones, más 16 Gy de sobreimpresión, en 8 sesiones adicionales. El segundo corresponde al tratamiento de mama con hipofraccionamiento, con dosis de prescripción de 40,05 Gy, en 15 sesiones, más 13,30 Gy de sobreimpresión, en 5 sesiones. Dentro de cada tipo, se ha hecho una división entre tratamientos con el mismo y distinto isocentro en la primera y segunda fase, ya que el número de imágenes programadas cambia, debido a que el protocolo de corrección de desplazamientos comienza de nuevo si los isocentros son distintos. Se han analizado 6 tratamientos (3 de mama derecha y 3 de mama izquierda) dentro de los cuatro grupos analizados. Para cuantificar el efecto dosimétrico de las imágenes sobre el tratamiento original, se ha utilizado el sistema de planificación Xio, versión 4.62 (Elekta AB, Estocolmo, Suecia). En cada tratamiento se han introducido los campos correspondientes a las imágenes de campo conformado y de posicionamiento y se han analizado las diferencias en los parámetros dosimétricos de interés. También se ha cuantificado el efecto dosimétrico al pasar de doble a simple exposición en las pruebas de imagen de posicionamiento.

Resultados y discusión

Dentro de los parámetros dosimétricos referentes a los volúmenes blanco, la diferencia más relevante se observa en la dosis media y en la dosis máxima, que han mostrado aumentos promedio entre los distintos tipos de tratamientos analizados de [0,63 Gy – 0,94 Gy] y [0,70 Gy - 1,1 Gy] respectivamente, con la técnica de doble exposición. Al pasar a exposición simple en las placas de posicionamiento se ha logrado reducir estos incrementos en un intervalo de [30% - 44%] en dosis media y en [30% - 43%] en dosis máxima. Con respecto a los órganos de riesgo, se han obtenido los siguientes resultados:

Pulmón ipsilateral: se observan incrementos promedio en dosis media entre [0,41 Gy – 0,64 Gy]. Éstos son relevantes en los tratamientos hipofraccionados, ya que la restricción en dosis media de pulmón ipsilateral, según el protocolo de nuestro centro, es $D_{media} < 7$ Gy. Al hacer el cálculo con exposición simple, se obtienen aumentos promedio de la dosis media de [0,27Gy–0,46 Gy].

Pulmón contralateral: Se han registrado incrementos promedio en la dosis media entre [0,13 Gy – 0,24 Gy] con doble exposición y [0,09 Gy – 0,19 Gy] con exposición simple.

Corazón: se observan incrementos promedio en dosis media comprendidos entre [0,42 Gy – 0,60 Gy] en los tratamientos de mama izquierda y entre [0,20 Gy – 0,4 Gy] en los tratamientos de mama derecha. La reducción al pasar a exposición simple está entre [13% - 35%] en los tratamientos de mama izquierda y es del 30% en los tratamientos de mama derecha.

Médula: se observa un aumento promedio de [0,18 Gy – 0,5 Gy] en dosis máxima. El incremento promedio de 0,5 Gy en la dosis máxima corresponde al grupo con prescripción convencional de 50 Gy en primera fase, más 16 Gy de sobreimpresión y distintos isocentros entre fases, grupo en el cual todos los tratamientos incluyeron también como volumen blanco la axila y la fosa supraclavicular, además de la mama. Con la técnica de exposición simple se registran disminuciones promedio en dosis máximas comprendidas entre [5% - 30%].

Los parámetros V18, V20 y V26 en pulmón y V23, V26, V33, V38 y V42 en corazón, no sufren variaciones considerables.

Conclusiones

Es preferible realizar imágenes portales de posicionamiento de exposición simple por el ahorro de dosis que suponen. Los incrementos de dosis obtenidos por las pruebas de imagen realizadas durante todo el tratamiento se consideran significativos. Se recomienda valorar la contribución de la dosis impartida por pruebas de imagen en el proceso de planificación de este tipo de tratamientos.

VERIFICACIÓN DEL MODELADO DE UN HAZ DE FOTONES DE 6 MV EN UN PLANIFICADOR MONTE CARLO. COMPARACIÓN CON COLLAPSED CONE EN MEDIO HOMOGÉNEO

Ramírez Ros JC, Jerez Sainz MI, Jódar López CA, Lobato Muñoz M, Ruiz López MA, Carrasco Rodríguez JL y Pamos Ureña M.

Hospital Virgen de la Victoria, Servicio de Radiofísica y P. R., Málaga.
Correspondencia: jramirezros@gmail.com

Palabras clave: Monte Carlo, planificador, control de calidad, dosimetría

Introducción y objetivos

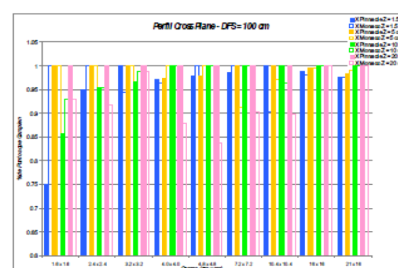
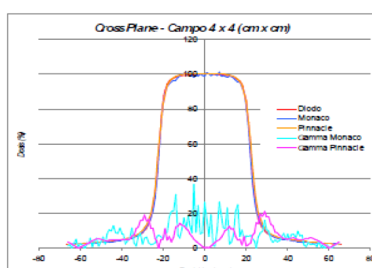
Evaluamos el planificador Monte Carlo Monaco v2.0.3 mediante el Protocolo de Planificadores de la SEFM [1] al modelado del haz de fotones de 6 MV de un acelerador lineal Elekta Synergy con colimador MLC Beam Modulator. Comparamos el cálculo Monte Carlo con la medida de perfiles en agua a DFS=100 cm, Dosis Absorbida y planos de Dosis para campos rectangulares, asimétricos y a distintas DFS. Comparamos los resultados con los obtenidos con el algoritmo Collapsed Cone del planificador Pinnacle v8.0m.

Material y métodos

Desarrollamos una aplicación que compara los planos de Dosis de Monaco y Pinnacle con los medidos en agua con un diodo de fotones de PTW. Aplicamos las tolerancias definidas en el Protocolo [1], así mismo, evaluamos el índice Gamma (2% y 2 mm) para los perfiles y rendimientos (en la figura, normalizada a 40). Comparamos la medida de la Dosis puntual y de planos de Dosis para campos rectangulares, asimétricos y a distintas DFS medidos con una matriz 2D. Calculamos en Monaco para agua con retícula de 1 mm hasta el 10.4 x 10.4 cm x cm y con retícula de 2 mm para campos mayores, con varianza del 0.5%. En Pinnacle empleamos una retícula de 2 mm. Para la verificación de Dosis Absorbida puntual y de planos de Dosis empleamos retícula de 3 mm y varianza del 2%.

Resultados y discusión

El modelado de Monaco v2.0.3 se adecua a las medidas de perfiles y rendimientos en agua. Los perfiles crossPlane son más parecidos a los medidos que los inPlane, en los que los hombros quedan por dentro de los de la medida, para campos pequeños. Todos los perfiles cumplen las tolerancias para las penumbras y colas. En la zona central, se presenta un ruido debido a la incertidumbre en el cálculo Monte Carlo. Para campos pequeños más allá del máximo y para la profundidad de 20 cm en campos mayores, donde la incertidumbre aumenta, no se cumple la tolerancia (95% de los puntos para diferencia de Dosis del 2%). Los resultados son similares a los de Pinnacle. Monaco presenta mejor comportamiento en las colas de los campos pequeños. Los planos medidos con MapCheck cumplen el 95% para 2% y 2mm. La medida de Dosis puntual cumple el 2% para campos asimétricos (0.4 +/- 0.3 %) y rectangulares (0.6 +/- 1.4 %) salvo a 20 cm de profundidad para campos elongados en el eje inPlane.



Conclusiones

El modelado del planificador Monte Carlo Monaco v 2.0.3 del haz de 6 MV para un Elekta Synergy con MLC Beam Modulator cumple, en general, las tolerancias. Los perfiles y rendimientos tienen un comportamiento similar al del haz modelado en Pinnacle v8.0m.

Bibliografía

[1] Protocolo para CC en Sist. de Planif. de Terapia con RRII, SEFM, 2005.

UN MÉTODO SIMPLE PARA LA VERIFICACIÓN DEL CÁLCULO DE DOSIS EN BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA

Almansa López J, Jover Pérez CI, Alamán Sánchez C y Osorio Ceballos JL

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada.
Correspondencia: jalmansa.lopez@gmail.com

Palabras clave: Braquiterapia, HDR, Verificación, Planificación

Introducción y objetivos

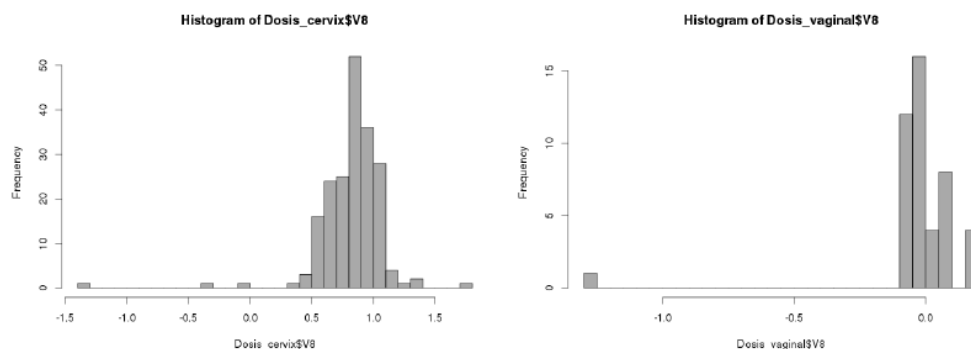
En nuestro centro se realizan tratamientos de alta tasa de dosis desde el año 2007 (aproximadamente 300 planificaciones anuales). Los procedimientos realizados en su mayor parte son ginecológicos (cervix y vaginales). Los tratamientos se realizan con fuentes de Ir-192 (microselectron v2r) de actividades comprendidas entre 5 y 10 Ci, ello implica que pequeñas variaciones en los tiempos de tratamiento pueden provocar efectos secundarios adversos en el paciente o un fallo de la efectividad del tratamiento. Además el RD 1566/1998 sobre criterios de calidad en radioterapia establece la necesidad de realizar un control de las unidades monitor o los tiempos de tratamiento en las planificaciones de teleterapia y braquiterapia. Todo ello justifica este trabajo para tener un sistema de cálculo de dosis redundante, fácil y rápido, para los tratamientos de braquiterapia que además puede señalarnos posibles errores en el plan de tratamiento.

Material y métodos

Disponemos de un planificador Elekta-Nucletron Oncentra MasterPlan v 4.1.2.10 con la fuente de Ir-192 v2r del mismo suministrador. La parametrización de esta fuente ha sido realizada según los datos obtenidos por simulación Monte Carlo por Daskalov[1]. Para poder verificar los cálculos realizados por nuestro sistema de planificación hemos desarrollado un software (Perl v5.14.3) integrado con un nodo de almacenamiento DICOM (dcmkt 3.6.0) y con gnuplot (v4.4 patchlevel 4). Este software procesa los datos exportados por Oncentra Masterplan en formato DICOM-RT (RT-Plan) para obtener la dosis prescrita, las posiciones de parada de la fuente, los tiempos de parada y las posiciones y dosis recibidas en los puntos de prescripción. El trabajar con los RT-Plan además nos garantiza cierta portabilidad a otros o a futuros sistemas de planificación. El algoritmo utilizado emplea únicamente interpolaciones lineales, para cada posición de la fuente y para cada punto de cálculo de dosis, de los valores de dosis de la matriz Monte Carlo obtenida por Daskalov (multiplicada por r^2) rotada para dar cuenta de la posición relativa fuente-punto de dosis. Como resultado obtenemos las dosis en los puntos de prescripción y de optimización y el programa nos muestra, numérica y gráficamente, sus diferencias con los calculados por Oncentra MasterPlan. Este algoritmo, por tanto, es independiente del tipo de aplicación de alta tasa que se esté realizando (cervix, vaginal, mama, pulmón, ...).

Resultados y discusión

En la figura 1, presentamos las diferencias porcentuales para dos planificaciones típicas (vaginal y cervix) así como una representación gráfica 3D de las diferencias porcentuales para cada punto de dosis. Las diferencias observadas se encuentran siempre dentro de un rango de un 2 % en promedio, con valores normalmente inferiores al 1% en promedio. Las diferencias puntuales máximas encontradas son, en los casos estudiados, debidas a puntos de dosis coincidentes con el eje de la fuente y las incertidumbres de nuestro algoritmo de cálculo en estas condiciones.



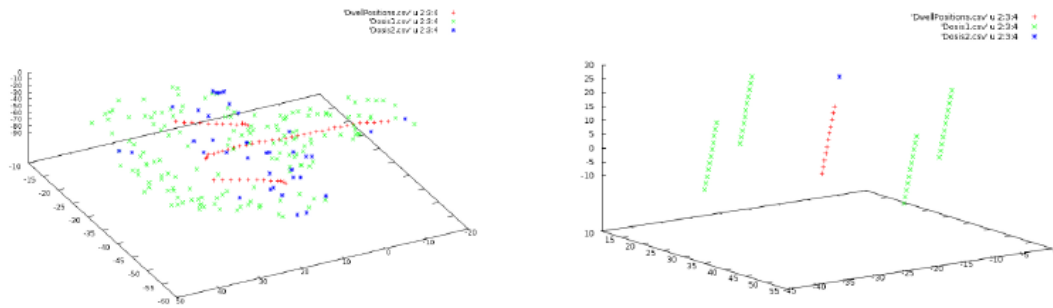


Figura 1: Composición de resultados para una planificación de cervix (izquierda) y vaginal (derecha)

Conclusiones

Hemos desarrollado una herramienta sencilla que nos permite verificar en unos pocos segundos el plan de tratamiento generado por Oncentra MasterPlan. Las diferencias encontradas se encuentran normalmente por debajo del 1 % en promedio, lo cual nos permite establecer este valor como un nivel de alerta sobre la planificación.

Bibliografía

- [1] Daskalov G. M. et al. Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source. *Med. Phys.* (1998); 25: 2200-2208
- [2] Nath R. et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.43. *Med. Phys.* (1995); 22: 209-234.
- [3] Rivard M. J. et al. Update of AAPM Task Group No.43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med. Phys.* (2004); 31: 633-674.
- [4] BRAPHYQS TG43 BT Dosimetrics Parameters:
<http://www.estro.org/estroactivities/Pages/TG43BTDOSMETRICPARAMETERS.aspx>
- [5] Almansa, J. et al. A Simple Method for Brachytherapy Dose Calculation Verification for a Comercial Treatment Planning System. Comunicación en ESTRO 2010.

VERIFICACIÓN DEL MODELADO DE UN HAZ DE FOTONES DE 6 MV EN UN PLANIFICADOR MONTE CARLO. COMPARACIÓN CON COLLAPSED CONE EN MEDIO NO HOMOGÉNEO

Ramírez Ros JC, Jerez Sainz MI, Lobato Muñoz M, Jódar López CA, Ruiz López MA, Carrasco Rodríguez JL y Pamos Ureña M

Servicio de Radiofísica y P. R. Hospital Virgen de la Victoria. Málaga.
Correspondencia: jcramirezros@gmail.com

Palabras clave: Monte Carlo, planificador, control de calidad, dosimetría

Introducción y objetivos

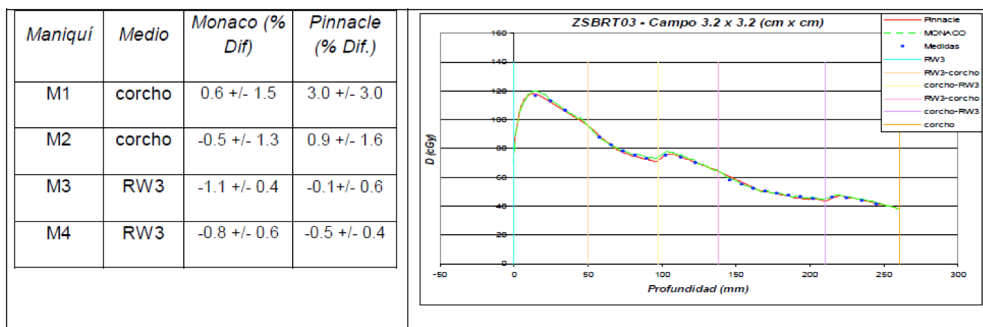
Evaluamos el planificador Monte Carlo Monaco v2.0.3 para cálculo en medio no homogéneo de baja densidad (equivalente a pulmón), como complemento a la verificación del modelado en medio homogéneo y paso previo a la implantación de la técnica SBRT. Realizamos las mismas pruebas en Pinnacle v8.0m, con el mismo propósito. Comparamos los resultados obtenidos con el algoritmo Monte Carlo de Monaco y el Collapsed Cone de Pinnacle.

Material y métodos

Empleamos 4 maniqués formados por láminas de RW3 (PTW) de 1 cm de espesor, el inserto para cámara de RW3 (IBA Dosimetry) y láminas de corcho de 8 mm de espesor. Las configuraciones son RW3 (A)–corcho (B)–RW3 (M2), ABABA (M3), ABA (M4) con inserto de RW3 en el corcho y ABA con interfase a RW3 transversal (M1). Medimos la Dosis Absorbida para varias configuraciones (simétricos, asimétricos, giro de Gantry de 15°), rendimientos en profundidad (ambos con cámara Pin Point de PTW), así como planos de Dosis con película radiocrómica EBT2 (Gafchromic), para los campos 10.4x9.6 cmxcm (de referencia), 5.6x5.6 y 3.2x3.2 (tamaño de lesiones en SBRT). Empleamos un escáner de sobremesa Epson Perfection 4990 Photo, y aplicamos corrección por falta de homogeneidad del escáner. El análisis de las películas lo realizamos con el software del MapCheck2 (Sun Nuclear). Los cálculos en Monaco se realizan en medio (no en agua) con retícula de 1 mm y varianza del 0.5% y con retícula de 2 mm en Pinnacle. Empleamos, en general DFS = 90 cm.

Resultados y discusión

Los resultados que obtenemos dependen del maniqué empleado (ver tabla). Para M1, medimos en corcho a 2.5 cm en lateral de la interfaz con RW3 y a DFD = 101cm, aprox. Monaco muestra una diferencia de Dosis por debajo del 2%, si bien Pinnacle muestra, en general, valores en concordancia, para el campo 3.2x3.2 cmxcm, presenta diferencias de Dosis de hasta un 8%. En M2, M3 y M4, ambos planificadores muestran buenos resultados (1%). En los planos de Dosis con película, medimos las mismas configuraciones en M1, M2 y M3 y un rendimiento viendo la interfaz en M1. Todas las medidas cumplen el criterio Gamma (95% pts., 3%, 3 mm) para ambos algoritmos de cálculo. Los rendimientos en el maniqué M3, con cámara Pin Point a DFS = 90 cm para los campos 3.2x3.2 y 5.6x5.6 cmxcm muestran un buen acuerdo para ambos planificadores (dentro del 2% para el 5.6x5.6) si bien para el campo 3.2x3.2, la falta de equilibrio lateral muestra sus efectos en las regiones de las interfases (llegando a un 4% para Pinnacle al comienzo de la segunda de corcho).



Conclusiones

El modelado del planificador Monte Carlo Monaco v 2.0.3 del haz de 6 MV para un Elekta Synergy con MLC Beam Modulator cumple, en general, las tolerancias en cálculos en medio poco denso. El modelo de Pinnacle v8.0m también lo hace, si bien tiene más problemas con una interfaz densa cerca lateralmete, para cálculos en medio poco denso.

Bibliografía

[1] Protocolo para CC en Sist. de Planif. de Terapia con RRII, SEFM, 2005.

NUEVA TÉCNICA DE IRRADIACIÓN CRANEOESPINAL SIN SUPERPOSICIÓN DE CAMPOS

Ruiz Pomar J¹, Martín González T¹, Veiras Lens M², Lope Lope R¹, Álvarez del Pozo L¹, Pizarro Ariza MT² y García Fidalgo MA¹

¹Dpto. Física Médica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Araba (Sede Txagorritxu). Vitoria-Gasteiz.

²Dpto. Oncología Radioterápica. Hospital Universitario Araba (Sede Txagorritxu). Vitoria-Gasteiz.

Correspondencia: jesus.ruizpomar@osakidetza.net

Palabras clave: Craneo espinal, técnica, superposición, hemicampos, tratamiento

Introducción y objetivos

La terapia con radiaciones es un tratamiento efectivo para el meduloblastoma, disgerminoma supraselar, tumor pineal y otros tumores que afectan el sistema nervioso central. La irradiación craneoespinal necesita una compleja técnica de tratamiento debido al gran tamaño de los volúmenes a tratar. Estas técnicas consisten en el uso de varios haces superpuestos [1] [2], con lo cuál, existe el riesgo de crear zonas que o bien no alcanzan o bien superan la dosis prescrita. En este trabajo se presenta un nuevo método para el tratamiento craneoespinal sin superposición de campos.

Material y métodos

El paciente se coloca sobre la mesa de tratamiento en decúbito prono y con los brazos extendidos y pegados al cuerpo. El paciente introduce la cabeza en un reposa-cabezas idéntico a los que se usan en tratamientos de cabeza- cuello y una máscara termoplástica para fijar tanto la cabeza como los hombros a la mesa. El tratamiento se planificó con el algoritmo de superposición en el sistema de planificación de tratamientos Xio v4.6 de CMS. La región craneal se trata con dos hemicampos opuestos con el brazo colocado a 90° y a 270° e isocentro colocado aproximadamente entre la C3 y la C4. Con este mismo isocentro pero con el brazo colocado a 0° se tratan mediante un hemicampo de tamaño L definido en el plano del isocentro (SAD, distancia foco isocentro = 100 cm) tanto las cervicales como parte de las vértebras dorsales. Seguidamente se gira la mesa a 90° y se desplaza la mesa de tratamiento hacia adelante una cantidad L y simultáneamente se gira el brazo un ángulo $\alpha = \arctang (L / SAD)$ girando a su vez el colimador también 90° y manteniendo el mismo tamaño de campo. El nuevo isocentro tendrá las mismas coordenadas coronales y sagitales que el anterior pero no así las transversales. Consiguiendo de este modo tratar el resto de las vértebras dorsales y parte de las lumbares. Manteniendo el mismo tamaño de campo, mismo giro de colimador y giro de mesa y sólo realizando de manera simultánea tanto el desplazamiento de la mesa en múltiplos de L, i.e. 2L, 3L, etc. como el giro de brazo una cantidad múltiplos de α i.e. 2 α , 3 α , etc. se consigue cubrir el resto de la médula espinal. El número de campos a utilizar dependerá del tamaño L elegido.

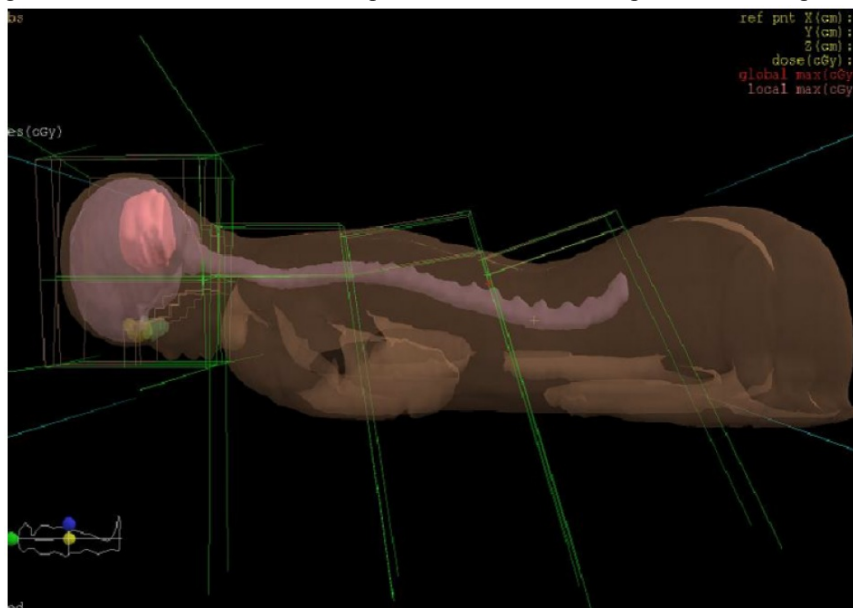


Figura 1

Resultados y discusión

Tanto la mesa de tratamiento como el colimador o el brazo presentan incertidumbres de posicionamiento, sin olvidar los movimientos inter e intra-fracción del propio paciente por lo que todas estas variables han de ser tenidas en cuenta. Es necesario pues, utilizar dispositivos adicionales que sirvan como segunda verificación a la hora del tratamiento (transportador de ángulos, nivel digital, etc.). Previo al tratamiento se verificaron todas las uniones de campos mediante película radiocrómica modelo EBT2 colocándola entre láminas de agua sólida y a una profundidad equivalente a la de tratamiento, obteniendo una buena correspondencia con las distribuciones de dosis proporcionadas por el planificador.

Conclusiones

Este trabajo describe una técnica tratamiento de la región craneoespinal sin que exista superposición entre los campos adyacentes, siendo a su vez, reproducible y fácil de implementar para un amplio rango de tamaños de pacientes.

Bibliografía

- [1] Faiz H Khan. The Physics of Radiation Therapy
- [2] Pérez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology, fifth edition 2007

DISEÑO DE UN SISTEMA DE REFERENCIA PARA EL POSICIONAMIENTO DE PACIENTES EN TRATAMIENTO RADIOTERÁPICO DEL CÁNCER DE MAMA

Nebot P1, Reinado D1, Salvador R1, González-Peña R1, Dalmases F1, Romero C1, Roselló J1,2, Díez S1,3 y Cibrián R1

¹Biofísica y Física Médica. Dpto. Fisiología. Facultat de Medicina i Odontologia. Universitat de València. Valencia.

²Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario. Valencia.

³Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario. Valencia.

Correspondencia: patricio.nebot@uv.es

Palabras clave: Radioterapia guiada por imagen, Visión artificial, Posicionamiento de pacientes

Introducción y objetivos

La radioterapia guiada por imagen (IGRT) es un concepto que engloba la manera más moderna de administrar el tratamiento radioterápico. El objetivo es maximizar la dosis depositada en el volumen a tratar, minimizando la dosis en los órganos sanos [1]. En este proceso de administración del tratamiento radioterápico pueden existir errores debidos: a las desviaciones al colocar al paciente en cada sesión; a cambios anatómicos en la morfología del tumor y/o al movimiento interno que presentan algunos órganos, como pueden ser los movimientos respiratorios. El objetivo del presente trabajo es el diseño de un sistema de reposicionamiento del paciente que permita minimizar los errores tanto en la colocación diaria del mismo como en la posición mantenida durante la sesión, para que el tratamiento se intensifique en la zona a tratar, evitando posibles daños en el resto de zonas sanas. El sistema que se propone consiste en un dispositivo transportable, que permite moverlo de una sala a otra del hospital, para en un futuro poder utilizarlo en una gran variedad de tratamientos. Así mismo, se pretende que sea de pequeño tamaño para que no interfiera con los elementos de la sala de radioterapia y una de las principales características es que su coste no sea elevado, para poder hacerlo asequible a prácticamente cualquier centro. El primer paso para la creación de este sistema global consiste en la creación del sistema de referencia que permita recolocar al paciente en la misma posición en cada una de las sesiones de tratamiento, así como detectar si durante la irradiación se ha movido por encima del umbral de seguridad.

Material y métodos

Para el estudio se han utilizado dos cámaras con sistema de luz estructurada, de bajo coste y que necesitan poca infraestructura, con el consiguiente ahorro económico y facilidad de utilización en su puesta en marcha en un Servicio de Radioterapia. Concretamente, se han utilizado dos sensores Microsoft Kinect [2]. Cada uno de ellos consiste en una barra horizontal de aproximadamente 23 cm que contiene una cámara RGB y un sensor de profundidad, el cual está formado por un proyector de infrarrojos combinado con un sensor CMOS monocromo. Esta disposición permite al sensor Kinect ver la escena en 3D en cualquier condición de luz ambiental. Para el tratamiento de la imagen se ha utilizado la librería "Point Cloud Library (PCL)" [3], de código abierto, muy adecuada para programar tareas de procesamiento de nubes de puntos genéricas [4].

Resultados y discusión

El sensor Microsoft Kinect es capaz de proporcionar tanto la imagen visual en RGB como la imagen de profundidad, lo que se denomina imagen RGBD. Para obtener esta imagen de profundidad, el sensor Kinect proyecta un patrón de infrarrojos que es capturado por la cámara térmica. Este patrón debe ser comparado con otros de referencia almacenados anteriormente, los cuales fueron capturados a distancias conocidas. Dicha comparación permite determinar la profundidad pixel a pixel de la imagen. A partir de las imágenes RGBD tomadas de un paciente, se obtiene la nube de puntos 3D que lo representa (Figura), y a partir de ella se obtiene una parametrización de la zona a tratar. En nuestro caso la zona de estudio es el tronco del que es posible extraer la parametrización de la mama, que servirá como sistema de referencia, tanto para la recolocación exacta del paciente en posteriores sesiones del tratamiento, como para la vigilancia durante cada sesión.



Figura: Imagen RGBD del maniquí de estudio y nube de puntos correspondiente

Conclusiones

En este trabajo presentamos los primeros resultados de la creación de un sistema integral que permita el reposicionamiento del paciente, con versatilidad suficiente para su utilización en distintas salas del Servicio de Radioterapia. Mediante el uso de sistemas de visión de bajo coste, se pretende un abaratamiento del sistema completo, haciéndolo de este modo más asequible para los centros que deseen instalarlo. Con el dispositivo presentado se ha podido obtener, a partir de las imágenes del paciente en la camilla de tratamiento, un sistema de referencia inicial de la zona a tratar, que será de utilidad en un futuro para el control del posicionamiento inicial del paciente en cada una de las sesiones, así como la posterior detección del movimiento durante la sesión de tratamiento.

Bibliografía

- [1] Romero P, Villafranca E, Rico M, Manterola A, Vila MT, Domínguez MA. Radioterapia guiada por imagen. Impacto clínico. Anales del Sistema Sanitario de Navarra, vol. 32, supl. 2, pp. 33-37, 2009. ISSN: 1137-6627.
- [2] PrimeSense. <http://www.primesense.com>
- [3] Point Cloud Library(PCL). <http://www.pointclouds.org>
- [4] Rusu RB, Cousins S. 3D is here: Point Cloud Library (PCL). In Proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Shanghai, China, 2011.

Agradecimientos

Proyecto del Programa INNPRONTA 2011 del CDTI del Ministerio de Ciencia e Innovación: LIFE: Desafío integral al cáncer de mama. IPT-20111027.

ESTABLECIMIENTO DEL ERI EN RADIOCIRUGÍA. VERIFICACIONES MEDIANTE UN MANIQUÍ ESPECÍFICO

García Martínez MT¹, Gimeno Olmos J¹, Carmona Meseguer V¹, Lliso Valverde F¹, Pujades Claumarchirant MC^{1,2}, Palomo Llinares R¹, Ballester Pallarés F³ y Perez-Calatayud J^{1,4}

¹Hospital U.P. La Fe, Unidad de Radiofísica, Valencia, España

²Centro Nacional de Dosimetría. Valencia.

³Dpt. Física Atòmica, Molecular i Nuclear. Universitat de València, Facultat de Física. Burjassot. Valencia.

⁴Hospital Clínica Benidorm, Servicio de Radioterapia. Benidorm. Alicante.

Correspondencia: tgm2046@gmail.com

Palabras clave: Radiocirugía, control de calidad, equipamiento

Introducción y objetivos

Habitualmente la técnica utilizada en Radiocirugía (RC) consiste en un conjunto de arcos conformados dinámicos referenciando al paciente mediante guía específica. Además de los aspectos relativos al Sistema de Planificación (SP) y acelerador, el ERI incluye la evaluación de la incertidumbre dosimétrica y geométrica de todo el procedimiento (referencias desde el SP, dosis absorbida en el isocentro, distribución de dosis para evaluar la acción dinámica del colimador multiláminas (CML), registro TC vs RM). En este trabajo se presenta la experiencia derivada de la utilización de un maniquí específico para esta evaluación.

Material y métodos

El maniquí utilizado ha sido Lucy 3D Plus QA (Standard Imaging) compuesto por dos semiesferas y una cavidad para insertos. La semiesfera inferior contiene cuatro cavidades cilíndricas para marcadores de TC (aluminio) y RM (aceite mineral). La semiesfera superior dispone de un espacio para un generador de señal de RM, así como una cavidad principal donde se pueden alojar diferentes insertos: un inserto con bola de latón de 4 mm para la alineación del isocentro, un inserto para cámara de ionización y otro para película radiocrómica, y un inserto con tres cavidades irregulares conocidas rellenas de aceite mineral para evaluar la fusión TC-RM. El propio maniquí dispone a su vez de un nivel de precisión y posibilidad de rotación para medidas con cualquier orientación del plano del inserto principal. Para el anclaje en el acelerador se ha utilizado el couchmount y los marcos estereotácticos de Brainlab. Los estudios de imagen de TC se adquirieron en un equipo Brilliance Big Bore (Philips), con técnica helicoidal y espesor de corte de 0,8 mm. El estudio de RMI se adquirió en un equipo Optima™ MR360 de 1,5 T (GE). El acelerador utilizado para la técnica de RC fue un TrueBeam™ STx (Varian Medical Systems) provisto de un MLC HD 120™ con láminas centrales de 2,5 mm. El SP es iPlan RT (v.4.1) de Brainlab, cuya impresora (HP Officejet 7000), utilizada para imprimir las plantillas de colocación, fue previamente calibrada. La cámara de ionización utilizada fue la PinPoint 3D de PTW (modelo 31016) con volumen de 0,016 cm³ recomendada para medida de dosis de campos pequeños. Las películas radiocrómicas utilizadas fueron Grafchromic EBT 2 (ISP), leídas en escáner EPSON 10000XL y analizadas con software Verisoft (v.5.1) de PTW. El lote utilizado se calibró entre 0 y 5 Gy el mismo día que se irradió la película de verificación. Se llevaron a cabo las siguientes verificaciones:

- (1) Para evaluar la incertidumbre de localización del isocentro se montó el maniquí Lucy con el inserto de la bolita de latón de 4 mm, se ancló en el marco de precisión y se adquirió un estudio TC para planificar en iPlan. Se tomaron campos tanto de kV como de MV. Las imágenes se analizaron en el Portal Dosimetry (versión 10.0).
- (2) Para acotar la incertidumbre en cuanto a dosis en el isocentro se montó el maniquí Lucy con el inserto específico para cámara de ionización. En este caso se realizó un plan con arcos característicos de una planificación clínica típica de RC, para obtener una distribución esférica de aproximadamente 3 cm de diámetro para asegurar una respuesta fiable de la cámara PinPoint 3D. La dosis planificada fue de 20 Gy en el isocentro, aunque para comparar con la medida se contorneó la cámara en el SP y se tomó la media de su histograma dosis-volumen.
- (3) Para asegurar la correcta conformación dinámica del arco se utilizó el inserto para película radiocrómica, y se creó un plan de un único arco con la mesa a 90° para tratar un volumen alargado (en forma de “botella”) en la dirección cráneo-caudal de manera que la conformación del haz varíe considerablemente en función de la posición del brazo. El plan se pautó a 3 Gy. La película se situó en un plano coronal y la distribución de dosis medida se comparó con el plano equivalente exportado del SP, usando el método gamma con criterio 3%, 3 mm.
- (4) Para evaluar el correcto registro entre modalidades de imagen, se analizó por un lado las posibles distorsiones de las imágenes de RM y por otro la idoneidad de la fusión entre las imágenes de TC y las de RM. Se montó el maniquí Lucy con los insertos correspondientes a cada modalidad de imagen y se adquirieron sendos estudios de imagen. Se importaron en el SP y se procedió a su registro. En primer lugar se realizó un registro manual y posteriormente se utilizó la herramienta de fusión automática propia del SP, para finalmente analizar el resultado visualmente.

Resultados y discusión

- (1) La incertidumbre en la localización del isocentro resultó mejor que 1 mm.
- (2) La verificación dosimétrica resultó dentro del 1%.
- (3) La distribución de dosis absoluta medida con la película radiocrómica coincidió con la prevista. En la región de interés, se obtuvo un 90,8% de puntos que pasaron el criterio gamma.
- (4) En el estudio de imagen RM no se observó ningún tipo de distorsión en los volúmenes irregulares conocidos. Por otra parte, el resultado de la fusión fue satisfactorio, aunque se observó que la fusión automática no siempre llega al mismo resultado sino que depende del punto de partida dado por la fusión manual.

Conclusiones

La utilización de maniqués específicos como el aquí presentado facilita enormemente la realización de parte del ERI en esta técnica. La experiencia en nuestro caso ha sido muy positiva con una evaluación objetiva de las incertidumbres del procedimiento a tener en cuenta en el proceso de dosimetría clínica del mismo.

EXPERIENCIA EN RADIOCIRUGÍA ESTEREOTÁXICA INTRACRANEAL CON UN SISTEMA DE INMOVILIZACIÓN NO INVASIVO Y GUIADO ÓPTICO

Pellejero Pellejero S, Mañeru Cámara F, Lozares Cordero S, Otal Palacín A, Fuentemilla Urío N, Olasolo Alonso J, Miquélez Alonso S, Martín Albina ML y Rubio Arróniz A

Complejo Hospitalario de Navarra, Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Pamplona.
Correspondencia: spellejp@navarra.es

Palabras clave: Radiocirugía, Frameless, guiado óptico

Introducción y objetivos

En nuestro centro utilizamos un sistema de inmovilización no invasivo, tipo frameless, en ciertos tratamientos de radioterapia intracraneal estereotáxica en un Acelerador Lineal de Electrones Trilogy de Varian. Presentamos los resultados obtenidos en el posicionamiento de los pacientes con un sistema de guiado óptico por infrarrojos.

Material y métodos

El sistema de inmovilización consiste en una máscara termoplástica que se fija a la mesa de la unidad mediante un soporte que permite 6 grados de libertad. Para el guiado del posicionamiento utilizamos el sistema Optical Guidance Platform 2.6 SP2 de Varian Medical Systems, que se basa en la detección por infrarrojos de cuatro esferas reflectantes que fijamos a un mordedor con la impresión dental del maxilar superior de cada paciente. Verificamos la reproducibilidad en la recolocación del mordedor antes de realizar el TAC de planificación. El plan de tratamiento se envía al sistema de guiado, en el que identifican manualmente los centros de las esferas reflectoras en las imágenes de planificación, proceso que también está sujeto a errores. En los tratamientos de sesión única localizamos el isocentro de radiación mediante el test de Winston- Lutz y respecto a él calibramos las cámaras de IR. Verificamos el correcto guiado en un maniquí, “absolute position phantom” de Varian Medical Systems, que consta de diferentes esferas, localizando la de posición más cercana a la lesión. En tratamientos fraccionados la calibración del sistema se realiza respecto de los láseres de la sala. Para ambos tipos de tratamiento verificamos, en todas las sesiones, el correcto posicionamiento del paciente con dos imágenes ortogonales de kV.

Resultados y discusión

Desde mediados de 2010 hemos tratado 71 paciente con el sistema frameless, 20 de sesión única y 51 fraccionadas. En la comprobación de la recolocación del mordedor, hemos obtenido una diferencia media de 0.2 mm, con un rango de 0.1mm a 0.75mm, resultados similares a lo indicado por otros autores [1,2,3]. Se ha probado el sistema con dos pacientes sin dientes y los resultados de esta prueba han dado diferencias superiores a los 3mm, por lo que se decidió por un tratamiento de IGRT con kV. El error en la identificación del centro de las esferas reflectoras se traduce en una incertidumbre a nivel de isocentro que en promedio ha sido de 0.22mm, rango de 0.15mm a 0.8mm. En la localización en maniquí previa a los tratamientos de sesión única, hemos obtenido un error medio de 0.4mm, rango de 0.18mm a 0.68mm.

Conclusiones

Mediante el sistema de guiado óptico y verificación con imágenes de kV aseguramos una adecuada exactitud en el posicionamiento para su uso en radiocirugía. Para tratamientos fraccionados hemos establecido unas tolerancias en las diferentes etapas del tratamiento que nos permiten usar de manera segura un margen CTV-PTV de 2mm. En tratamientos de sesión única podemos individualizar el margen y reducir hasta 1mm en proximidades de órganos de riesgo, siempre dependiendo de los resultados de las verificaciones previas para cada paciente. El uso de imágenes de kV también nos ha permitido detectar errores de posicionamiento provocados por desajustes en la base de las esferas reflectoras debido a una manipulación inadecuada durante el transcurso de las sesiones de tratamiento. El sistema también permite una monitorización en tiempo real del movimiento intrafracción.

Bibliografía

- [1] Phillips MH, Singer K, Miller E, Stelzer K. Commissioning an image-guided localization system for radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;48:267-276.
- [2] Ryken TC, Meeks SL, Pennington EC, Hitchon P, Traynelis V, Mayr NA, Bova FJ, Friedman WA, Buatti JM (2001) Initial clinical experience with frameless stereotactic radiosurgery: analysis of accuracy and feasibility. *Int J Radiat Oncol, Biol, Phys* 51(4):1152-1158.
- [3] Wang JZ; Rice R, Pawlicki T, Mundt AJ, Sandhu A, Lawson J, Murphy KT. Evaluation of patient setup uncertainty of optical guided frameless system for intracranial stereotactic radiosurgery. *J Appl Clin Med Phys*. 2011;11(2):92-100

ERI Y EXPERIENCIA CLÍNICA INICIAL CON DOSIMETRY CHECK, UN SOFTWARE COMERCIAL PARA DOSIMETRÍA IN VIVO VOLUMÉTRICA

Pujades Claumarchirant MC^{1,2}, Gimeno Olmos J¹, García Martínez T¹, Carmona Meseguer V¹, Lliso Valverde F¹, Palomo Linares R¹, Ballester Pallarés F³ y Perez Calatayud J^{1,4}

¹Unidad de Radiofísica. Hospital U. P. La Fe. Valencia.

²Centro Nacional de Dosimetría. Valencia.

³Dpto. Física Atómica, Molecular i Nuclear. Universitat de València, Facultat de Física. Burjassot. Valencia.

⁴Hospital Clínica Benidorm, Servicio de Radioterapia. Benidorm. Alicante.

Correspondencia: mpuelau@gmail.com

Palabras clave: Dosimetría in vivo, dosis en tránsito, verificación

Introducción y objetivos

Dosimetry Check (DC) es un software comercial de dosimetría portal que permite realizar verificaciones previas al tratamiento y dosimetría de tránsito. DC calcula la dosis 3D *in vivo*, la cual se puede visualizar en el CT del paciente, proporcionando una verificación independiente del tratamiento, siendo potencialmente de gran interés debido al beneficio de la dosimetría in vivo volumétrica que garantiza la aplicación del tratamiento y la constancia de la anatomía. El objetivo de este trabajo es estudiar las diferencias de dosis en un punto de referencia entre el resultado de DC y el sistema de planificación (SP) para establecer un nivel de incertidumbre del sistema. Además, se evalúa su uso en rutina clínica y se presentan resultados obtenidos con los primeros pacientes.

Material y métodos

Se ha trabajado con DC v.3.8 (Math Resolutions) y dos aceleradores Varian Clinac iX dotados con sistema portal (EPID) aS1000 (PortalVision, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA). El SP fue Eclipse v.10.0 con el algoritmo AAA. DC se basa en un algoritmo tipo *pencil beam*. Para la configuración del kernel de deposición de dosis en DC se requieren una serie de imágenes portales adquiridas con diferentes espesores de agua interpuestos en el haz. Para ello, se diseñaron y construyeron específicamente dos tanques de metacrilato. Para comprobar los resultados de DC se utilizaron dos maniqués: la cuba de agua MP1 y el maniquí cilíndrico Octavius 4D sólido, ambos de PTW. Se generaron varios planes de tratamiento: (1) plan de cuatro campos con la base del MP1 en contacto con la mesa (sin espacio de aire entre la mesa y el maniquí), (2) plan de cuatro campos la base del MP1 7 cm por encima de la mesa, (3) plan de cuatro campos sobre el Octavius 4D, (4) un arco de 360° sobre el Octavius 4D. En todos los casos el tamaño del campo fue 10×10 cm² con 6 MV y 200 UM por campo. Tanto en el modo de pre-tratamiento como en el modo de tránsito, las imágenes portales fueron adquiridas en modo integrado para cada campo estático o en modo cine para los arcos (del orden de 60 imágenes para un arco completo). Para el modo pre-tratamiento se utilizó SID 105 cm y para el modo de tránsito 150 cm. En todos los casos, DC aplica un factor de calibración a las imágenes, tomado a partir de una imagen de un campo de referencia 10×10 cm². Adicionalmente, se tomaron medidas por separado con una cámara de ionización tipo Farmer montada en el MP1 para comprobar el cálculo del SP. Para la evaluación para su uso clínico, se seleccionaron 5 casos de cabeza y cuello, 3 de pulmón, y 4 de próstata. Se comparó la dosis en el isocentro calculada por DC y por el SP, así como la dosis a un conjunto de 9 puntos adicionales en cada caso, distribuidos en el interior del PTV. Finalmente, se realizó una comparación gamma en los planos principales que pasan por el isocentro, así como en el volumen del PTV y del cuerpo excluyendo en este último caso aquellos puntos con dosis inferiores al 20% de la prescrita. Estas comparaciones se llevaron a cabo en modo pre-tratamiento y posteriormente en modo tránsito durante 3 sesiones para las que el guiado por imagen fue con ayuda de CBCT.

Resultados y discusión

En el estudio con maniqués, el acuerdo entre el SP y la cámara de ionización en isocentro para cada campo individual fue inferior al 1%. Las diferencias de dosis totales en el punto de referencia entre DC y SP fueron menores del 2%, pero para las contribuciones individuales de cada campo éstas llegaron a alcanzar valores superiores al 5%. En el modo de tránsito, DC dio resultados inesperados para los campos que incidían directamente sobre la mesa. Por ejemplo, en los planes 2 y 3, el campo a 180° proporcionó incluso más dosis en el isocentro que el campo 0°, pese a la atenuación de la mesa. Parece que DC no modela adecuadamente la atenuación de la mesa, especialmente cuando hay un espacio de aire entre el maniquí y la mesa, situación que puede darse en aquellos pacientes que requieran colchón de vacío. Para las comparaciones con pacientes, mostramos los resultados promedios agrupados por patologías en la siguiente tabla. Para los casos de cabeza y cuello, en la comparación gamma de los planos coronal y sagital, y en el volumen del cuerpo y PTV, no se han incluido en el promedio aquellos pacientes (3 de 5) cuyos tamaños de campo resultaron ser mayores que el EPID, perdiendo sentido la comparación en zonas alejadas del isocentro.

		Cabeza y cuello		Pulmón		Próstata	
		Pre	Tránsito	Pre	Tránsito	Pre	Tránsito
Diferencias de dosis (%)	Isocentro	-1,4	2,2	1,7	4,0	-2,7	0,8
	Puntos en PTV	-1,3	0,8	1,3	1,0	-1,3	1,7
γ (3%, 3 mm) ≤ 1 (%)	Plano axial	85,0	88,2	88,0	85,5	92,5	84,3
	Plano coronal	94,4	83,3	96,4	93,3	98,8	94,8
	Plano sagital	89,8	87,6	97,7	93,2	98,1	93,5
	Cuerpo	81,1	83,7	82,4	76,6	88,9	84,5
	PTV	64,6	69,1	65,5	43,8	73,6	81,5
γ (5%, 3 mm) ≤ 1 (%)	PTV	92,3	83,5	80,2	59,0	92,7	93,3
γ (5%, 5 mm) ≤ 1 (%)	PTV	96,3	88,0	88,3	63,9	96,3	95,9

Generalmente, se observan mejores resultados para próstata, que para pulmón (heterogeneidades) o cabeza y cuello (heterogeneidades, tamaño de campo). A pesar de las evidentes ventajas que supone el uso de este sistema, hay que mencionar algunos inconvenientes: (a) la interfaz de usuario es poco amigable; (b) la integración con la red de registro y verificación es nula, haciendo necesario un laborioso proceso de manipulación de la información (CT, planes, imágenes portales,...); (c) el tiempo de cálculo, sobre todo en el caso de análisis volumétricos de dosis, puede llegar a ser de más de una hora, haciendo que el sistema pierda agilidad para su uso on-line diario, como potencialmente sería deseable; (d) el algoritmo de cálculo, pencil beam, limita considerablemente la precisión del cálculo de DC, especialmente para casos de pulmón o cabeza y cuello, comprometiendo su uso práctico; (e) en casos de campos grandes (p.ej.: primeras series de cabeza y cuello), la limitación en el tamaño del EPID hace que se pierda parte de la información en los extremos del campo, irradiando la electrónica del detector; (f) finalmente, en el caso de una interrupción durante el tratamiento, la adquisición de las imágenes queda interrumpida y no se reanuda al continuar la irradiación, perdiendo la información para esa fracción.

Conclusiones

Las pruebas llevadas a cabo con los planes simples estudiados sobre maniquí sugieren que la incertidumbre de DC alcanza el 2% para la dosis total en el punto de referencia. Sin embargo, el estudio de la contribución de los campos individuales que componen los planes de tratamiento muestra diferencias mayores. Para la distribución de dosis fuera de eje y lógicamente para los pacientes, esta incertidumbre resulta mayor. En cualquier caso, y a pesar de los inconvenientes de orden práctico previamente mencionados, la posibilidad de este modo de evaluación y la potencialidad de este nuevo sistema tiene un impacto positivo en la mejora del control de calidad de los pacientes, ya que aporta el valor añadido de la dosimetría in vivo difícilmente aplicable con otra metodología.

UNA NUEVA IMPLEMENTACIÓN DEL ANÁLISIS MULTICANAL EN LA DOSIMETRÍA MEDIANTE PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS

Rodríguez Rodríguez C¹, Martín Martín G¹, Bermúdez Luna R¹, López Fernández A¹,
de Torres Olombrada MV², García Cañibano T² y Caballero Guerra P²

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Fuenlabrada. Fuenlabrada. Madrid.

²Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario de Fuenlabrada. Fuenlabrada. Madrid.

Correspondencia: cesar.rodriguez@salud.madrid.org

Palabras clave: Dosimetría fotográfica, películas radiocrómicas, análisis multicanal, IMRT, control de calidad, índice gamma

Introducción y objetivos

Es conocido que las películas radiocrómicas, si bien presentan características apropiadas para medir distribuciones espaciales de dosis en tratamientos de IMRT, no producen resultados metrológicos completamente satisfactorios (en términos de reproducibilidad y estabilidad a corto y largo plazo) al procesarse de la forma habitual: digitalización mediante un escáner de documentos de calidad fotográfica; extracción de la señal del canal rojo; y conversión en dosis absorbida mediante una curva que relacione ambas magnitudes. Por ello es frecuente que se reserven únicamente para realizar controles de calidad de comparación en términos relativos. Recientemente Micke y cols. propusieron un procedimiento de procesado en el que utilizando simultáneamente las señales digitales de los tres canales de color, se obtiene una distribución espacial de dosis corregida por un mapa de perturbaciones. El algoritmo de Micke se ha implementado dentro del programa FilmQA, un software para Windows, y aunque no de forma excluyente, la recomendación del fabricante es emplear una marca concreta de escáneres. Los objetivos de este trabajo son implementar el algoritmo de análisis multicanal empleando herramientas de código abierto, extender la aplicación del mismo a un escáner diferente al soportado por Micke, generar mapas de dosis absorbida en formato compatible con el programa de control de calidad de PTW Verisoft y cuantificar la mejora en los resultados del índice gamma respecto a lo que se obtendría al aplicar un análisis convencional monocanal.

Material y métodos

Para la implementación del algoritmo de análisis multicanal (Micke) se han utilizado CImg (una librería de C++ para el procesado de imágenes), gsl (GNU Scientific Library, una librería en C para realizar cálculos matemáticos), y libtiff (una librería en C para la manipulación de imágenes en formato tiff). Todas ellas son herramientas de código abierto. La película radiocrómica empleada es la EBT2 proporcionada por ISP. Se han irradiado en un acelerador Siemens Artiste (6 MV) colocadas dentro de un maniquí de IMRT. Las películas se han digitalizado mediante un escáner MicroTek 1000XL (tamaño A3) en formato tiff de 48 bits sin correcciones por software, con una resolución espacial de 30 ppp. Se ha estudiado una irradiación convencional mediante un plano transversal en el isocentro de un campo abierto de 15x15 cm² y una serie de 20 planos correspondientes a tratamientos de IMRT (cabeza y cuello, próstata, cerebrales y digestivo). En cada control se han irradiado dos recortes adicionales a una dosis uniforme de 2 Gy. Estos se han escaneado junto con la película colocados en la parte superior e inferior de la imagen, para obtener una corrección por estabilidad a largo y corto plazo. Se comparan el porcentaje de puntos que superan el criterio del índice gamma menor que 1 (3%, 3mm) en las dosis obtenidas mediante los procesados multicanal y monocanal.

Resultados y discusión

Los porcentajes de puntos que superan el criterio del índice gamma menor que 1 para la irradiación convencional son 96% (multicanal) y 89% (monocanal). En la serie de tratamientos de IMRT la mejora media en el índice gamma es del 5.0% con una desviación estándar del 4.9%. El análisis multicanal produce una matriz de corrección con un patrón de bandas, más fácilmente indetectable en la irradiación convencional, que es identificable pero no es corregible mediante el procesado monocanal. Una de las mayores fortalezas del algoritmo multicanal es que la matriz de corrección se obtiene simultáneamente con la medida de la dosis. Al menos con nuestro escáner no es posible asegurar la estabilidad a corto y largo plazo pero esto es fácilmente corregible, de forma independiente de la matriz de dosis calculada, con la introducción de las dos películas de estabilidad. En ese sentido el algoritmo permite realizar un control que no se expresa en términos relativos al mapa de dosis calculado. La implementación del algoritmo mediante librerías disponibles en múltiples plataformas asegura su portabilidad. En concreto se ha probado a correr con éxito el programa en Windows, Mac OS X y GNU Linux. También lo hace sin tener que disponer de las actualizaciones de software de los sistemas operativos, un problema que sufre la implementación en FilmQA que necesita tener instalados los últimos Service Pack de Windows lo que, en nuestra experiencia, no siempre es posible dentro de las configuraciones corporativas autorizadas por los hospitales.

Conclusiones

La aplicación del análisis multicanal supone una mejora en el procesado dosimétrico de las películas radiocrómicas al permitir corregir perturbaciones no detectables en el esquema monocanal. La implementación realizada extiende la aplicabilidad de la previa a otras plataformas y otros escáneres.

Bibliografía

[1] Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction. Micke A, Lewis DF, Yu X. Med Phys. 2011;38:2523-34.

SEGUIMIENTO ESTADÍSTICO DE LA CALIBRACIÓN DE LAS SEMILLAS DE I-125 EMPLEADAS EN BRAQUITERAPIA

Tornero-López AM¹, Ruiz-Arrebola S¹, Moreno-Torres M¹, Martínez-Luna R², Isaac Ramos L³, de la Vega JM¹, Guerrero R¹, Vilches M¹ y Guirado D¹

¹Unidad de Radiofísica, Hospital Universitario San Cecilio de Granada. Granada.

²Unidad de Radiofísica, Hospital Universitario Reina Sofía de Córdoba. Córdoba.

³Departamento de Oncología. Clínica Universitaria de Navarra. Pamplona.

Correspondencia: ana.tornero@gmail.com

Palabras clave: Braquiterapia, implantes permanentes, calibración, control estadístico, control de calidad

Introducción y objetivos

Varias organizaciones internacionales como la AAPM y la ESTRO [1] han dictado recomendaciones sobre la verificación de la intensidad de kerma en aire (S_k) para las semillas que han de utilizarse en varios tratamientos de braquiterapia, como el del cáncer de próstata por implante de semillas de I-125: (1) es preciso medir el 5% ó 5 semillas del envío, la cantidad que sea menor; (2) si el valor de la media difiere más de un 3% de lo indicado por el fabricante debe investigarse el motivo, y es necesario informarle de cualquier diferencia que exceda el 5%. Es difícil cumplir con estas recomendaciones en la práctica clínica, por lo que se ha propuesto que el fabricante remita, junto con el envío que se use para el implante, certificando su pertenencia al mismo lote, un conjunto de 10 semillas que puedan servir para la verificación y la calibración del lote completo [2]. En este trabajo se presentan las herramientas estadísticas necesarias para la verificación y el seguimiento estadístico de los lotes de semillas enviados por el fabricante.

Material y métodos

Para una colección constituida por 2700 semillas fabricadas por Amersham® entre los años 2001 y 2012, dividida en lotes de 10 semillas, se han obtenido las diferencias medias con el valor de calibración proporcionado por el fabricante. A partir de estos datos puede determinarse la forma de la distribución de estas diferencias y, a partir de ella, establecerse criterios para la aceptación de las semillas de cada lote. No obstante, el cálculo de una distribución de valores medidos a lo largo del tiempo supone que estos provienen de una variable aleatoria independiente e idénticamente distribuida (IID), es decir, que no existe autocorrelación temporal (AC). Si este criterio no se cumple, la distribución que se obtendrá estará afectada por la componente temporal de la serie. Para evitar este problema, puede aplicarse un modelo temporal que nos proporcione la parte dependiente del tiempo y el residuo del modelo [3]; este último puede interpretarse como una variable IID y, por tanto, emplearse como la distribución de diferencias buscada.

Resultados y discusión

En la figura 1A puede verse cómo la distribución original de las diferencias relativas entre la S_k medida y la indicada por el fabricante muestra una importante dependencia temporal. La aparente dependencia lineal con el tiempo no es estadísticamente significativa. Si se aplica un modelado ARIMA, obtenemos un modelo del tipo (0,1,1). Los residuos se muestran en la figura 1B, y a partir de ellos puede determinarse la forma de la distribución de las diferencias a partir de las cuales se establecerán los criterios para la aceptación de las semillas enviadas por el fabricante empleando lotes de 10 semillas. Por otra parte, utilizando la muestra de 2700 semillas completa puede determinarse la distribución de las semillas que produce un cierto fabricante. Esta distribución es compatible con una distribución normal [4], aunque se han propuesto formas funcionales basadas en la convolución de una distribución normal y una distribución uniforme [2,5]. El resultado del ajuste a ambos modelos puede verse en la figura 1C (en línea continua el ajuste a la distribución normal y en línea de trazos el ajuste a la distribución resultante de la convolución). Es importante notar que la forma de la distribución depende del fabricante: la obtenida en este trabajo difiere notablemente de la estimada en otros, véase la ref. [2] para las semillas suministradas por Nucletron (Elekta)®.

Conclusiones

Para establecer criterios sobre la aceptación de un lote de semillas de I-125 es preciso conocer la forma de la distribución de su S_k . Si este conocimiento tiene que derivarse de las medidas realizadas a lo largo del tiempo de los sucesivos envíos, es preciso aplicar herramientas estadísticas basadas en modelos de series temporales. La distribución estimada en este trabajo puede aproximarse adecuadamente mediante una distribución de Gauss, aunque también es válido el modelo más general basado en la convolución de una distribución de Gauss y una uniforme. Las diferencias entre fabricantes son importantes.

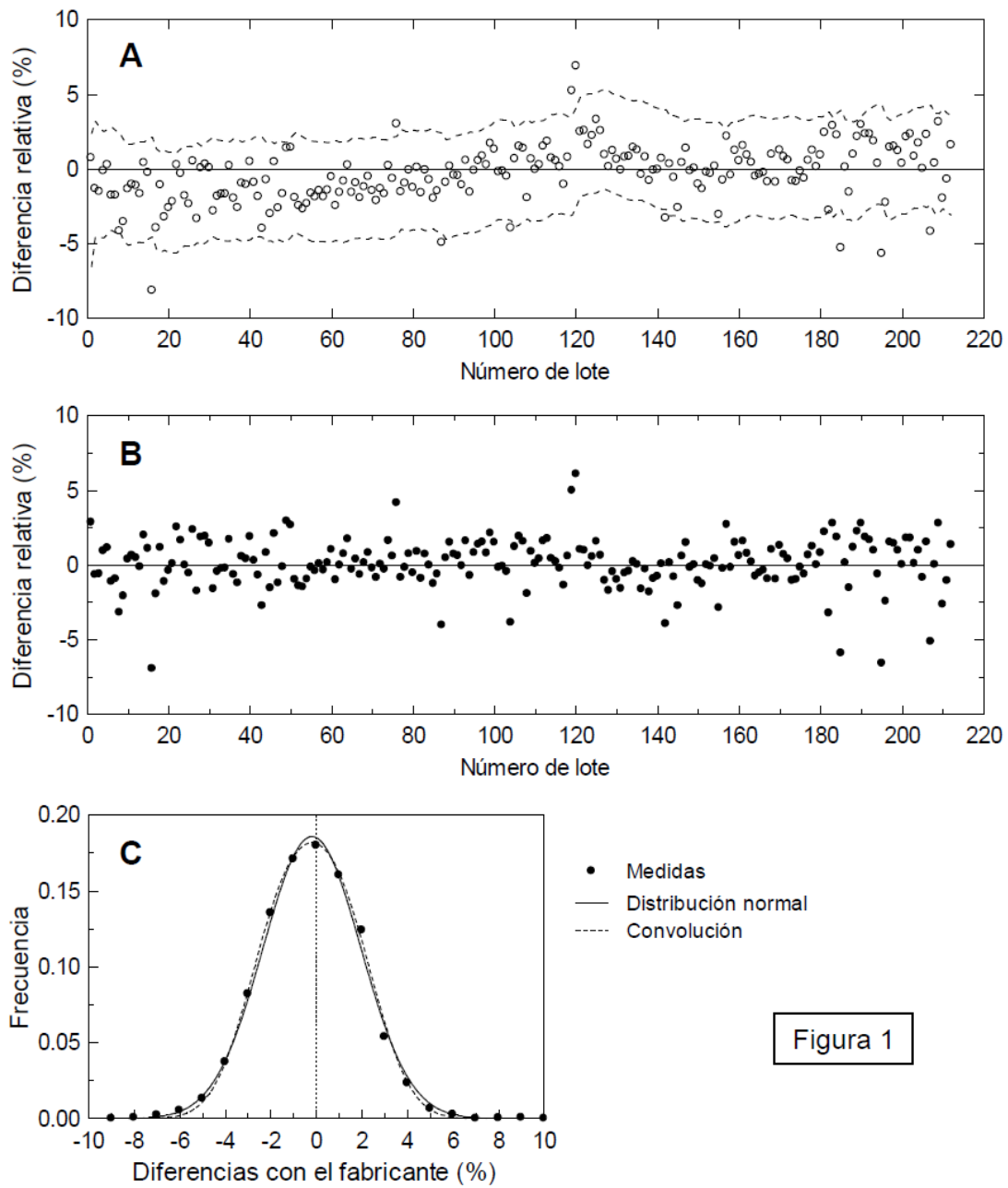


Figura 1

Bibliografía

- [1] Butler WM, et al. Med Phys 2008;35:3860-5.
- [2] Pérez-Calatayud J, et al. J Contemp Brachyther 2012;1:21-8.
- [3] Alwan LC, Roberts HV. Journal of Business & Economic Statistics 1988;6:87-95.
- [4] Ramos LI, Martínez-Monge R, Med Phys 2005;32:3375-8.
- [5] Rodríguez C, et al. Rev Fis Med. Rev Fis Med 2005;6:81-6.

DETERMINACION DE LOS PARAMETROS DE CALIDAD DE IMAGEN DE UN SISTEMA DE IMAGEN GUIADA EN RADIOTERAPIA BASADO EN CBCT

Gutiérrez Ramos S, Luis Simón Florencio J, Rodríguez Alarcón C, Vicent Granado D y Herrador Córdoba M

Hospital Virgen del Rocío. Servicio de Radiofísica. Sevilla.

Correspondencia: silvana2025@hotmail.com

Palabras clave: IGRT, CBCT, calidad de imagen

Introducción y objetivos

En la radioterapia moderna los tratamientos guiados por imagen constituyen uno de los avances fundamentales. Por ello el conocimiento de la bondad de su funcionamiento es fundamental para la correcta aplicación del tratamiento. El objetivo de este trabajo es el determinar los parámetros de calidad de un sistema de imagen guiada adquirida recientemente por nuestro centro, y compararlos con los especificados por el fabricante y los publicados en la literatura.

Material y métodos

Sistema de imagen OBI (On Board Imager, Varian Medical Systems Inc., Palo Alto, CA) compuesto de un tubo de rayos X y un detector plano de Silicio amorfo, ambos montado sobre un brazo robótico (Exact, Varian Medical Systems Inc.). El sistema esta acoplado a un acelerador lineal CLINAC 2100 DHX (Varian Medical Systems Inc.). El sistema de imagen trabaja tanto en modo radiográfico como en topográfico (CBCT). En éste último existen dos modos (“full Fan” y “half Fan”) Para medir la calidad de imagen se ha utilizado Maniquí Catpham 504 (The Phantom Laboratory Incorporated, Salem, NY) y el software libre de análisis de imágenes IQWorks. Se han analizado los siguientes parámetros de calidad de imagen: sensitometría, resolución espacial a bajo y a alto contraste, uniformidad, linealidad espacial y espesor de corte, siguiendo la metodología explicada por Yoo et al.[1] y han sido comparados con los valores especificados por el fabricante. Se han obtenido para todos los protocolos predefinidos de adquisición de imágenes presentes en el sistema OBI, y para cada uno de ellos con diferentes filtros de reconstrucción (Sharp, Standard) y distintos espesores de corte (2, 2.5 y 4 mm). La matriz de reconstrucción fue de 512x512 en todos los protocolos estudiados.

Resultados y discusión

Se ha obtenido lo siguiente:

Sensitometria:

En general todos los números CT obtenidos de los distintos materiales y protocolos están dentro de tolerancia (± 40 UH especificada por el fabricante) salvo el Teflón y Delrin que sólo se cumple en los protocolos estándar de Cabeza y Pelvis. Como caso excepcional, tenemos el protocolo “Low Dose Thorax” donde sólo el aire cumple la tolerancia. Destacamos las pequeñas variaciones encontradas en los números CT de los distintos materiales entre los diversos protocolos.

Resolución Espacial a Alto Contraste

Para estudiar la resolución espacial se utilizó un patrón de barras provisto en el maniquí para este estudio. En los protocolos en modo “Full Fan” se visualizaron hasta 8 grupos de líneas (8 pl/mm) mientras que en los protocolos en modo “Half Fan” se llegaron a visualizar hasta 6 grupos de líneas (6 pl/mm). En ambos casos los resultados estaban dentro de la tolerancia especificada por el fabricante (6 pl/mm) e incluso mejorada para el caso del modo “Full Fan”.

Resolución a Bajo Contraste

De los tres grupos de 9 círculos presentes en el modulo del maniquí para realizar este estudio -“supraslice 1%, 0,5% y 0,3% - sólo algunos de los del grupo del 1% fueron visualizados en todos los protocolos mientras que los demás fueron prácticamente indistinguibles. En el modo “Full Fan” se distinguieron en promedio 4 círculos mientras que en el modo “Half Fan” se obtuvo un promedio de 6.

Uniformidad

Midiendo los números CT en 5 regiones de interés (ROI) situadas una de ellas en el centro y el resto en la periferia dentro del inserto de material uniforme que contiene el maniquí, todas las medidas obtenidas están dentro de la tolerancia especificada por el fabricante (diferencia entre los 5 ROI's de ± 40 UH) para todos los protocolos estudiados. Las diferencias obtenidas estuvieron entre 8 y 31 UH.

Espesor de corte

Se comprobó los espesores de corte nominales por el método de las rampas. Los resultados obtenidos para el espesor de corte de 2,5 varían entre 2,2 y 2,58 donde la mayoría no cumple con la tolerancia especificada por el fabricante (variación menor que el 5%). Para el resto de espesores estudiados se obtienen resultados similares.

Linealidad

Se midió la distancia entre dos objetos del maniquí separados una distancia conocida de 50 mm. Los resultados obtenidos en todos los protocolos oscilan entre 49,74 y 49,92 mm. Todos ellos dentro de la tolerancia especificada por el fabricante ($\pm 0,5$ mm).

Espesor de corte

Para el espesor de corte de 2,5 mm los resultados obtenidos oscilan entre 2,13 y 2,58 mm. La mayoría de los resultados no cumple con la tolerancia establecida por el fabricante del 5%. Esto ocurre igualmente para el resto de espesores.

Conclusiones

Se observa que la constancia de los valores de los números CT en los distintos protocolos utilizados. El modo Full Fan presenta una mayor resolución espacial que el modo Half Fan. Según los resultados obtenidos podemos comprobar también que presenta una pobre resolución de bajo contraste, muy inferior a la de un CT. Se ha comparado con las publicaciones relacionadas obteniendo resultados comparables.

Bibliografía

[1] Yoo S., Kim G., Hammoud R., Elder E., Pawlicki T., Guan H., Fox T., Luxton G., Yin F., Munro P. A quality assurance program for the on-board imager. Med. Phys. 2006; 33(11): 4431-4441.

PROTOCOLO ACTUALIZADO PARA EL TRATAMIENTO DE PACIENTES EN RADIOTERAPIA CON DISPOSITIVOS CARDIACOS IMPLANTADOS

Martín Martín G¹, Bermúdez Luna R¹, Rodríguez Rodríguez C¹, López Fernández A¹, Rodríguez Pérez A² y Sotoca Ruiz A²

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Fuenlabrada. Fuenlabrada. Madrid.

²Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario de Fuenlabrada. Fuenlabrada. Madrid.

Correspondencia: guadalupe.martin@salud.madrid.org

Palabras clave: Marcapasos, Desfibrilador Automático Implantable, Radioterapia, Fallo Por Radiación, Precauciones

Introducción y objetivos

El aumento de la esperanza de vida junto con el desarrollo tecnológico de las últimas décadas ha dado lugar a un incremento en el número de pacientes que requieren implantes de marcapasos o desfibriladores automáticos implantables a nivel mundial. Debido a los factores de riesgo en común entre las enfermedades coronarias y el cáncer, se prevé también un aumento del número de pacientes con dispositivos cardiacos implantados para los que estará indicado el tratamiento de radioterapia. En 1994 la Asociación Americana de Física Médica (AAPM) publicó un informe en el que se daba una guía para el tratamiento de pacientes en radioterapia con marcapasos implantados [1]. Desde entonces, se ha producido un cambio significativo tanto en la tecnología de fabricación de los marcapasos y desfibriladores, como en las nuevas unidades de radioterapia con tecnologías más sofisticadas. El protocolo de la AAPM no contempla estos cambios ni la irradiación de desfibriladores. Objetivos: Analizar los estudios publicados más representativos posteriores al informe de la AAPM con el fin de proponer un protocolo actualizado para el tratamiento de estos pacientes en radioterapia.

Material y métodos

En este trabajo se ha hecho una recopilación de los estudios posteriores al informe de la AAPM, analizando los efectos no estudiados con anterioridad tales como el de la tasa de dosis, la radiación dispersa, las interferencias electromagnéticas o los fallos aleatorios producidos por neutrones y protones. De forma adicional, se han analizado las últimas recomendaciones dadas por los fabricantes de marcapasos y desfibriladores.

Resultados y discusión

Se han revisado 54 artículos científicos publicados entre 1994 y 2012. De ellos, solo 5 estudios se basan en medidas experimentales (3 sobre desfibriladores y 2 sobre marcapasos) y 17 están basados en casos de pacientes. En la tabla 1 se muestra un resumen de los principales estudios realizados sobre pacientes. Menos del 7% de estos estudios describen mal funcionamiento del dispositivo cardiaco y tan solo 1 de los 124 pacientes analizados presentó síntomas clínicamente relevantes. Existen datos muy limitados sobre el efecto de las radiaciones ionizantes en los dispositivos cardiacos de nueva generación y en cuanto a los principales fabricantes de marcapasos y desfibriladores, existen diferencias significativas entre las recomendaciones dadas por cada uno de ellos y controversia con respecto a su fiabilidad.

Autor/a	Año	Nº de pacientes	Localización	Dosis al dispositivo	Tipo de dispositivo	Fallo registrado en el dispositivo	Síntomas clínicos
Tsekos ³⁶	2000	1	Brazo derecho	< 50 Gy (no especificado; dentro del campo)	Marcapasos	Disminución frecuencia magnética. Sin fallo observado.	Ninguno
Nibhanupudy ³⁷	2001	1	Mama izquierda	1.8 Gy	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
Santhanam ³⁸	2002	6	Parótida	1.3 Gy	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
			Linfoma Hígado	0.8 Gy	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
			Mama	< 0.5 Gy	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
			Pulmón	26.7 Gy	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
			Pulmón	0.8 Gy	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
				0.6 Gy	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
Riley ³⁹	2004	1	Pulmón	< 5 Gy	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
Mitra ⁴⁰	2006	1	Pulmón	0.7325 Gy (estimada del TPS)	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
Munshi ⁴¹	2008	1	Mama izquierda	4.3 Gy	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
Thomas ⁴²	2004	1	Bronquios	Desconocida	Desfibrilador	Reseteo del desfibrilador detectado 9 días después	Ninguno
John ⁴³	2004	1	Mama izquierda	50 Gy (exposición parcial al generador y total a las guías)	Desfibrilador	Disminución de la batería, guías dañadas.	Ninguno
Sepe ⁴⁴	2007	1	Laringe	2.5 Gy	Desfibrilador	Sin fallo	Ninguno
Nemec ⁴⁵	2007	1	Pulmón	< 5.4 Gy	Desfibrilador	Posible fallo en la memoria RAM, sin evidencia.	Colapso del paciente.RCP
Gelblum ⁴⁷	2008	33	Múltiples	0.4- 2.99 Gy	Desfibrilador	1 desfibrilador reseteo a la programación de fábrica	Ninguno
Oshiro ²⁹	2008	8	Hígado, pulmón	0- 69 Gy	Marcapasos	Fallos leves en 2 marcapasos con tratamiento de protones.	Ninguno
Kapa ⁴⁶	2008	13	Pulmón, mama, cabeza y cuello.	Desconocida	7 Marcapasos 6 Desfibriladoras	Sin fallo	Ninguno
Kikuchi ⁴⁸	2009	1	Esófago	Desconocida	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
Zweng ⁵¹	2009	1	Esófago	0.11 Gy	Marcapasos	Ritmo perdido	No informado
Wadasadewala ⁵⁰	2010	8	Pulmón, mama, cabeza y cuello	0.14- 60 Gy	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
Ferrara ⁴⁹	2010	45	Cabeza y cuello, Torax	< 2.5 Gy	37 Marcapasos 8 Desfibriladores	Sin fallo	Ninguno
Total:	2000-2010	124	-	0.11- 69 Gy	-	Fallos: 8 de 124	1 de 124

Tabla 1: Resumen de los principales estudios publicados en la literatura sobre casos de pacientes con marcapasos o desfibriladores implantados

Conclusiones

Se pueden realizar tratamientos de radioterapia con seguridad en pacientes con marcapasos o desfibriladores implantados, sin embargo, es muy importante asegurar que el paciente reciba la mínima dosis posible en su dispositivo cardiaco. Se considera esencial una buena coordinación con el Servicio de Cardiología antes, durante y después del tratamiento de radioterapia para la seguridad del paciente. Finalmente presentamos un protocolo actualizado para el tratamiento de estos pacientes en radioterapia.

Bibliografía

[1] Marbach JR, Sontag MR, Van Dyk J, Wolbarst AB. Management of radiation oncology patients with implanted cardiac pacemakers: report of AAPM Task Group no. 34. Med. Phys. 1994; 21 (1): 85–90.

PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA DE COLIMACIÓN MULTILÁMINA BASADO EN EPID PARA EQUIPOS CON RAPIDARC

Pujades Claumarchirant MC^{1,2}, Richart Sancho J³, Gimeno Olmos J¹, Lliso Valverde F¹, Carmona Meseguer V¹, García Martínez MT¹, Palomo Llinares R¹, Ballester Pallarés F⁴ y Perez Calatayud J^{1,3}

¹ Unidad de Radiofísica. Hospital Universitario y Politécnico La Fe. Valencia.

² Centro Nacional de Dosimetría. Valencia.

³ Hospital Clínica Benidorm. Servicio de Radioterapia. Benidorm. Alicante

⁴ Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universitat de València. Burjassot. Valencia.

Correspondencia: mpucclau@gmail.com

Palabras clave: Colimador multilámina, control de calidad, EPID, VMAT

Introducción y objetivos

Existen diferentes recomendaciones sobre el control de calidad (CC) de los sistemas de colimación multilámina (MLC), con recomendaciones específicas para aquellos equipos en los que se hagan técnicas de IMRT o de arcoterapia volumétrica (VMAT). En cada centro, el radiofísico debe adaptar las recomendaciones para personalizar el programa de CC en función de la utilidad clínica. El objetivo de este trabajo es mostrar una recopilación de las diferentes recomendaciones sobre el CC del MLC y presentar la selección de pruebas basadas en el dispositivo electrónico de imagen portal (EPID) que se han decidido establecer en nuestro centro, en el que además de los requisitos de garantía de calidad genéricos para el MLC, se han incluido métodos de CC para RapidArc.

Material y métodos

Nuestro centro cuenta con tres aceleradores Varian: dos Clinac iX con MLC Millenium de 120 láminas, y un TrueBeam con MLC HD120 dotados con EPID aS1000. La técnica de tratamiento más habitual es VMAT (supone el 45% de los pacientes).

Entre las recomendaciones generales que abarcan el CC del MLC encontramos:

- TG142 Quality assurance of medical accelerators [1].
- Protocolo de control de calidad en aceleradores de uso médico [2].

En ambos se especifican pruebas, tolerancias y periodicidades para equipos en los que se realicen técnicas 3D-conformada e IMRT, pero no VMAT.

Entre las recomendaciones específicas del fabricante encontramos:

- DMMLC. QA test patterns and procedures [3]. Se trata de una guía que contiene procedimientos para uso dinámico del MLC.
- La publicación de Ling *et al.* [4] que considera que las pruebas de CC para IMRT han de ser un prerrequisito y abarca en detalle el CC para VMAT.

Los planes con la secuencia de estos campos ya diseñados se pueden obtener de la página web del fabricante (<http://my.varian.com>). También hemos considerado el trabajo de Richart *et al.* [5] en el que se detalla un CC para uso del MLC dinámico basado en EPID.

Resultados y discusión

De todo el conjunto de pruebas de las recomendaciones se ha realizado una selección que abarque los aspectos más importantes del CC genérico del MLC y las pruebas específicas para VMAT propuestas por Ling *et al.* [4]. Nuestra selección de pruebas se resume en la Tabla I, donde se ha indicado la referencia que se ha seguido para la realización de la prueba y se indica el tiempo aproximado para su medida y análisis. Las pruebas se distribuyen en frecuencias semanal, mensual y anual. Por compromiso de eficiencia práctica, la mayoría de las pruebas se realizan sobre el EPID, adquiriendo las imágenes en modo integrado y analizándose con la utilidad Portal Dosimetry (Aria v.10, Varian), añadiendo un CC para verificar el centrado y la estabilidad de la calibración del detector. El resto de las pruebas se realizan sobre película radiocrómica (estrella de radiación) o con cámara de ionización (transmisión).

Objetivo de la prueba	Campo	Ref.	Periodicidad	Detector	Tiempo Medida/Análisis
• Centrado y estabilidad de la calibración del detector EPID con la orientación del brazo	10 × 10 cm ²	[5]	Semanal	EPID	10 / 10 min
• Exactitud y repetibilidad del posicionamiento de las láminas	Garden Fence	[5]			
• Exactitud y repetibilidad del posicionamiento de las láminas con la orientación del brazo	Garden Fence	[5]			
• Exactitud y repetibilidad del posicionamiento de las láminas durante la rotación del brazo (VMAT)	Test 1 de Ling <i>et al.</i>	[4]			
• Correspondencia entre el campo indicado y el campo de radiación	40 × 20 cm ²	[2]	Mensual	EPID	30 / 30 min
• Velocidad de las láminas	Leaf speed test de Richart <i>et al.</i>	[5]			
• Variación de la tasa de dosis y la velocidad del brazo (VMAT)	Test 2 de Ling <i>et al.</i>	[4]			
• Velocidad de las láminas al variar la tasa de dosis (VMAT)	Test 3 de Ling <i>et al.</i>	[4]			
• Ortogonalidad de los bancos de láminas respecto a los colimadores	Test de LoSasso	[2]		EPID	
• Centrado del MLC respecto al eje de rotación del colimador	Estrella de radiación	[2]	Anual	Película radiocrómica	---
• Centrado del MLC respecto al eje de rotación del brazo	Estrella de radiación	[2]			
• Transmisión	10 × 10 cm ² abierto y cerrado	[2]		Cámara de ionización	

Tabla I. Selección de pruebas de CC del MLC en nuestro centro.

Conclusiones

El conjunto de pruebas seleccionado constituye el programa de CC del MLC adaptado para los aceleradores lineales que utilizan técnicas de VMAT, en nuestro centro se lleva a cabo rutinariamente con las periodicidades aquí establecidas. Este programa de controles es relativo a los aceleradores y complementa la necesaria verificación dosimétrica de los tratamientos de IMRT y VMAT específicos de cada paciente.

Bibliografía

- [1] Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys.* 2009; 36(9).
- [2] Lliso Valverde F. Sistemas de colimación multilámina (MLC). En: Pinza Molina C, Lliso Valverde F, coordinadoras. *Protocolo Control de Calidad en aceleradores para uso medico.* SEFM. 2010.
- [3] DMLC. QA Test patterns and procedures. Varian Medical Systems. P/N 100012878-01. 2001.
- [4] Ling C.C, Zhang P, Archambault Y, Bocanek J, Tang G, LoSasso T. Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system. *Int J Rad Oncol Biol Phys.* 2008; 72(2):575–81.
- [5] Richart J, Pujades MC, Perez-Calatayud J, Granero D, Ballester F, Rodriguez S et al. QA of dynamic MLC based on EPID portal dosimetry. *Phys Med.* 2012; 28(3):262-8.

IMPLANTACION DE UN NUEVO SISTEMA DE RADIOTERAPIA GUIADA POR LA IMAGEN BASADO EN LUZ ESTRUCTURADA

Brualla González L¹, Granero Cabañero D¹, González Sanchís A², Vicedo González A¹, García Hernández MT¹, Almendros Blanco P², Gordo Partearroyo JC², Pastor Peidró JR², Parreño Romeu L² y Roselló Ferrando J¹

¹Servicio de Radiofísica. Hospital General Universitario de Valencia-ERESA. Valencia.

²Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital General Universitario de Valencia-ERESA. Valencia.

Correspondencia: lbrualla@eres.com

Palabras clave: Luz sstructurada, guiada por imagen, posicionamiento

Introducción y objetivos

Se ha adquirido en nuestra instalación un nuevo sistema de imagen guiada para radioterapia. Este equipo está basado en la proyección mediante luz visible, de un patrón conocido sobre la superficie del paciente. Su registro mediante cámaras de video con disposición estereoscópica permite, a partir de su deformación, reconstruir la superficie del paciente en tres dimensiones (1). Los objetivos principales en este trabajo consisten en el establecimiento de los protocolos para la aplicación al posicionamiento de los pacientes dependiendo de la localización y la elaboración del procedimiento de control de calidad del dispositivo. Dado que la información obtenida corresponde a la superficie del paciente ésta resulta determinante en el tratamiento de volúmenes superficiales como ocurre en el caso del cáncer de mama. Para este caso particular se han establecido como objetivos secundarios el control de las variaciones de volumen durante el tratamiento y su capacidad para permitir la localización del lecho tumoral dentro del volumen mamario. Por último, se analizan las posibilidades del sistema para la monitorización de la posición del paciente durante el tratamiento.

Material y métodos

El equipo consiste en dos unidades ancladas al techo a ambos lados del acelerador¹ y una estación de trabajo que procesa los datos. Cada unidad tiene dos cámaras de video y un proyector de luz visible que representa un patrón conocido. El conjunto se completa con un maniquí plano en cuya superficie está representado un conjunto de puntos cuyas posiciones son conocidas. Se utilizan además otros elementos no proporcionados por el fabricante como maniqués para el control de calidad. Se ha aplicado el sistema para las localizaciones de Tórax, mama, pelvis y extremidades. La localización craneal está pendiente de la adquisición de máscaras abiertas adecuadas a la nueva situación. Para cada localización se especifica dentro del protocolo: la superficie a seleccionar para la intercomparación con la superficie correspondiente al TAC de planificación, las tolerancias admitidas para los diferentes movimientos de traslación y de rotación para el isocentro, el porcentaje de puntos de la superficie una vez colocado el paciente dentro de tolerancias y el porcentaje que se obtendría si se realizaran todos los movimientos requeridos en la fusión (si no hay cambios anatómicos debe ser próximo al 100%). Para la validación del conjunto se han realizado verificaciones con maniqués previas que permiten cuantificar la precisión del sistema. En el tratamiento con pacientes se ha validado el resultado obtenido mediante la utilización de imagen portal (en el caso particular de mamas con boost concomitante la posición del lecho se ha verificado mediante el uso de marcadores internos de oro). Se ha utilizado también como herramienta de verificación estudios de TAC aplicando las correcciones requeridas según la técnica del nuevo sistema. También se ha aplicado el sistema para el control del paciente durante el tratamiento registrando las variaciones durante el mismo. Para determinar los beneficios derivados de la utilización de este nuevo dispositivo, se ha procedido en el caso de los pacientes de mama, a colocar al paciente por el método convencional y anotar las desviaciones indicadas por el nuevo equipo.

Resultados y discusión

El sistema se calibra mensualmente y se realiza diariamente la verificación de la localización del isocentro. Si la desviación excede 0.3 mm se procede a la calibración del equipo en ese momento. Por un procedimiento alternativo al de la casa comercial se ha verificado que el sistema tiene una resolución mejor que 0.5 mm y 0.5°. No obstante, la selección de la superficie de comparación tiene un papel importante y en determinados casos puede contribuir a empeorar la resolución del conjunto llegando hasta 1.5 mm. Como muestra del trabajo realizado para las diferentes localizaciones se selecciona el tratamiento del cáncer de mama pues al ser una lesión superficial el equipo está especialmente indicado para su localización(2). Este sistema ha sido aplicado a más de 250 pacientes hasta la fecha. La superficie elegida para la intercomparación engloba “toda” la mama de tratamiento. Ésta selección, frente a la alternativa consistente en un corona alrededor, ha sido elegida porque al comparar con la superficie registrada en el TAC de inicio se puede determinar la necesidad de replanificación de la paciente por cambios en el

volumen de tratamiento. Las tolerancias establecidas para colocación del isocentro son $\pm 2\text{mm}$ y $\pm 2^\circ$. Si el campo es muy asimétrico el ángulo más comprometido es restringido en algunos casos a $\pm 1^\circ$. Al comparar la superficie obtenida el día de tratamiento con la correspondiente al TAC de inicio al menos el 70% de los puntos deben coincidir con una tolerancia de 3 mm. Si se da libertad al sistema para rotar y trasladar la imagen correspondiente al día de tratamiento para hacerla coincidir con la correspondiente al TAC de inicio al menos el 94% de los puntos de ambas superficies deben ser coincidentes con una tolerancia de 4 mm. En caso contrario la paciente se remitirá al TAC para su replanificación. Se ha comprobado la existencia de una correlación entre la necesidad de replanificación y la existencia de retraso en el inicio de la paciente tras haberse realizado el TAC de planificación. Haciendo uso de los marcadores de oro se comprueba mediante imagen portal correspondiente a los campos tangenciales que la localización del boost concomitante está dentro de una tolerancia de $\pm 3\text{mm}$ si el porcentaje de puntos de coincidencia entre las superficies real y de planificación para una tolerancia de 3 mm es superior al 85% y superior al 95% para esa tolerancia de 3mm si se aplican todas las correcciones que el sistema indica. Esto mismo se ha verificado también para treinta pacientes mediante el uso de TACs de control utilizando la técnica de comparación del sistema. Se ha analizado durante el tratamiento de 60 pacientes de cáncer de mama las variaciones registradas con respecto a la posición obtenida por el método convencional. Las variaciones debidas a movimientos de traslación son determinadas en cada paciente respecto a la mediana de los desplazamientos para evitar la inclusión de errores sistemáticos. En un 40% de todos los posicionamientos la distancia que hay que corregir es mayor que 5 mm. En cuanto a las rotaciones los ángulos registrados son mayores que 3° en un 32% de todos los casos.

Conclusiones

Se presenta la aplicación de un método de posicionamiento basado en luz visible aplicable a cualquier localización del paciente. En el caso de volúmenes superficiales el sistema garantiza la reproducibilidad del posicionamiento de la lesión. En particular se destaca la aplicación al cáncer de mama. En este caso, nos permite además controlar el volumen de tratamiento de forma que si varía por encima de un determinado valor el paciente se replanifica. Además de mejorar la precisión en el posicionamiento de los pacientes el sistema permite la observación del movimiento intrafracción durante el tratamiento y el control de las variaciones de los volúmenes a irradiar.

Bibliografía

- [1] C. Bert, K. G. Metheany, K. Dopke, G. T. Y. Chen A phantom evaluation of a stereovision surface Imaging system for radiotherapy patient setup. *Medical Physics*. 2005; 32(9):2753-2762
- [2] D.P. Gierga, M. Riboldi, J. C. Turcotte, G. C. Sharp, S. B. Jiang, A. G. Taghian, G. T. Y. Chen. Comparison of target registration errors for multiple image-guided techniques in accelerated partial breast irradiation. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 2008;70 (4) 1239-1246.

ANÁLISIS DE LA INCERTIDUMBRE DE DIODOS SEMICONDUCTORES EN DOSIMETRÍA IN VIVO DE TRATAMIENTOS DE BRAQUITERAPIA

Sánchez K, Rodríguez P, Prieto D, Esteve S, Colmenares R, Béjar MJ, Ordóñez J, Capuz B y Morís R

Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid.
Correspondencia: rcolmenares@salud.madrid.org

Palabras clave: Braquiterapia, Dosimetría in vivo, diodos semiconductores

Introducción y objetivos

La braquiterapia implica la administración de dosis altas en algunas partes de tejido sano, especialmente en los órganos de riesgo próximos a la región de prescripción, como es el caso del recto y la vejiga en diversos tratamientos ginecológicos. Cabría la posibilidad de intentar conocer la dosis real “in vivo” mediante la utilización de dosímetros de diodo semiconductor. Sin embargo, para saber si se puede tener certeza en estas medidas es necesario establecer su incertidumbre con anterioridad. El objetivo de este trabajo consiste en estimar la incertidumbre intrínseca de los diodos y compararla con otras incertidumbres dosimétricas como la dada el desplazamiento de éstos entre la planificación y la administración del tratamiento.

Material y métodos

Se han analizado las sondas Type 9112 y Type 9113 de PTW. El equipo Type 9112 se compone de 5 diodos espaciados cada 15mm y está indicado para medir la dosis en distintos puntos del recto. La sonda Type 9113 se compone de un único diodo y está diseñado para medir la dosis en la vejiga. La calibración y medida de estos detectores se encuentra integrada en el diseño del equipo de braquiterapia de carga diferida Bebig MultiSource instalado en el Servicio [1]. Este equipo posee una fuente de HDR de Co-60 que es la que se utiliza en los implantes clínicos y con la que se han realizado todas las medidas de este trabajo. Se ha estudiado el efecto que pueden producir sobre la lectura de dosis diversas fuentes de incertidumbre. En este trabajo se incluye la propia repetibilidad de las medidas y la linealidad de la respuesta frente a distintas dosis de tratamiento. Asimismo se estudia la dependencia angular en el plano perpendicular al eje de los diodos y la respuesta frente a variaciones en la posición de parada de la fuente. Para estas medidas se han utilizado un maniquí tipo Krieger [2] y un maniquí plano de metacrilato de elaboración propia.

Resultados y discusión

La medida de repetibilidad obtenida de 10 medidas en idénticas condiciones produce desviaciones estándar que oscilan para los distintos diodos entre el 0,3% y el 0,5%. De forma conservadora se atribuye una desviación estándar de 0,5% para todos los diodos. Para evaluar la respuesta en dosis frente al tiempo de irradiación se han realizado medidas de dosis con todos los diodos en tratamientos con una única posición de parada. La desviación estándar de la tasa de dosis registrada varía en los distintos diodos entre 0,3% y 1%. Siguiendo una estrategia conservadora se ha considerado tomar la desviación estándar del 1%. El efecto del ángulo de irradiación sobre los diodos Type 9112 se ha estudiado haciendo rotaciones cada 90° alrededor del eje longitudinal de la sonda. Se ha comprobado que dicha rotación tiene una influencia apreciable en la dosis. Como resultado, la desviación de las distancias de las medidas en torno de su valor medio de la dosis oscila según el diodo entre el 2,4% y el 3,6%, asumiéndose la cota superior del 4%. La muestra de resultados coincide con la desviación estándar promedio de 2,7% obtenida por Waldhäusl y colaboradores [3]. Se ha estudiado el efecto del ángulo de irradiación de la fuente respecto al plano que contiene al diodo de vejiga modificando la posición de la fuente 2mm en dirección proximal y distal respecto a un punto de dosis máxima. Se ha obtenido una variación relativa de 0,9% por milímetro. Este valor es similar al resultado de Waldhäusl y colaboradores, quienes obtuvieron un valor de aproximadamente 0,9-1% por milímetro [3]. La combinación cuadrática de todas las fuentes de incertidumbre anteriores produce en conjunto una incertidumbre del 10% ($k=2$) aproximadamente. Existen estudios en los que se constata que se pueden presentar movimientos de puntos de recto y vejiga del orden de 3mm entre la adquisición de las imágenes de planificación y la administración del tratamiento de braquiterapia HDR [4]. Teniendo en cuenta que un movimiento de 1mm puede producir una variación aproximadamente del 3%, se puede considerar que la incertidumbre obtenida en este trabajo es comparable a la dada por desplazamientos en el paciente.

Conclusiones

Se ha obtenido una incertidumbre total del 10% ($k=2$) aproximadamente. El factor más relevante de todos los estudiados es la rotación alrededor del eje longitudinal de la sonda. Las incertidumbres de la dosis que mostrarían los diodos en la administración de un tratamiento de braquiterapia son comparables con las propias incertidumbres dadas por movimientos dentro del paciente en una geometría de tratamiento estándar en tratamientos ginecológicos. Por otro lado, teniendo en cuenta que la incertidumbre tiene una magnitud no despreciable, se concluye las medidas “in vivo” realizadas pueden servir más como sistema de control de dosis que como cálculo de dosimetría clínica dedicada a estimar la posibilidad de complicaciones.

Bibliografía

- [1] “Manual del usuario. Equipo de carga diferida HDR MultiSource®”. Eckert & Ziegler BEBIG GmbH. 2011.
- [2] “Manual del usuario. Maniquí Krieger”. PTW.
- [3] Waldhausl C, Wambersieb A, Potter R, Georg D. “In-vivo dosimetry for gynaecological brachytherapy: Physical and clinical considerations”. *Radiotherapy and Oncology* 2005; 77; 310–317.
- [4] Sauer O, Goetz-Gersitz U, Gullenstern M, Baier K, Herbolsheimer M. “Precision of the dose calculated for bladder and rectum in high dose rate gynaecological brachytherapy”. *Endocuriether Hyperthermia Oncol.* 1994; 10; 79–82.

EFECTO DEL POSICIONAMIENTO DE LAS LÁMINAS EN LOS TRATAMIENTOS DE IMRT

Ortiz de Zárate Vivanco R1, Pérez Azorín JF1, Casquero Ocio F1 y Trueba Garayo I2

1Hospital Quirón-Vizcaya. Erandio. Vizcaya.

2Servicio Oncología Radioterápica. Hospital Universitario de Araba.Vitoria.

Correspondencia: fernando.perez@ua.es

Palabras clave: IMRT**Introducción y objetivos**

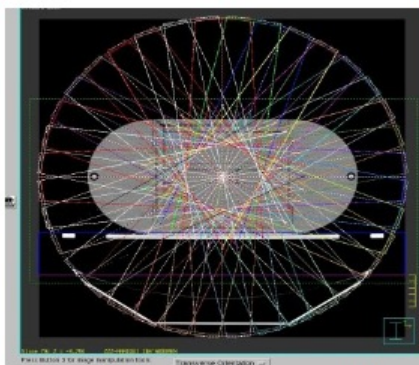
La mesa sobre la que reposa el paciente durante el tratamiento radioterápico no ha sido tradicionalmente considerada en la planificación dosimétrica. Sin embargo, la exigencia de mayor precisión que conllevan las técnicas radioterápicas modernas, requiere una revaloración de su importancia. El inicio de tratamientos con IMRT en nuestro Hospital, con el consecuente aumento de las unidades monitor administradas y la utilización de mayor número de haces equiespaciados que interceptan la mesa, conllevó el estudio de bibliografía, el intercambio de información con el suministrador y la realización de medidas adicionales. La valoración de los resultados obtenidos decidieron la incorporación por sistema de la mesa a la planificación de los tratamientos. Este trabajo tiene como objetivo la presentación de la metodología llevada a cabo, y la valoración de la precisión alcanzada en los tratamientos con IMRT.

Material y métodos

1. Medidas de dosis: el acelerador lineal de nuestro Servicio es un Siemens Artiste, con una mesa 550 TXT que incorpora un tablero TT-A. La anchura de la mesa es de 50'1 cm y su espesor de 6'7 cm. Siemens especifica una transmisión del 97 % para la energía de fotones de 6 MV. Se planteó el estudio del comportamiento dosimétrico de la mesa en las condiciones más semejantes a las del tratamiento de pacientes. Por ello, se utilizó el maniquí antropomórfico IMRT Phantom (IBA Dosimetry) sin su habitual bandeja de soporte, directamente apoyado sobre la mesa y alineado con la línea media del tablero. Se trató así de lograr unas condiciones lo más simétricas y reproducibles posibles. Se utilizó una cámara de ionización cilíndrica CC-13 (IBA Dosimetry) de 0'13 cm³ colocada en el centro del maniquí en el inserto apropiado, de modo que el centro de la cámara quedó a 9 cm por encima del tablero. Se realizaron medidas de dosis para un campo fijo de 10 x 10 cm² con fotones de energía de 6 MV variando el ángulo de brazo cada 10°. De este modo, se obtuvieron 36 medidas. Se agruparon estas medidas de dos en dos tomando como parejas los haces opuestos, con la intención de estimar la transmisión de la mesa como cociente de las dosis registradas para cada una de las 18 parejas así formadas. Por la geometría del sistema, dado que la cámara estaba situada a 9 cm, no todas las parejas estuvieron compuestas por un haz que interceptaba la mesa y otro que no lo hacía, de modo que nuestro interés se focalizó en los cocientes de dosis de un haz interceptor y su opuesto no interceptor. Al conocerse las dimensiones exactas del conjunto maniquí-mesa, mediante cálculo por semejanza de triángulos resulta sencillo estimar la longitud e del segmento de mesa atravesado por los haces. Medido el factor de transmisión, el valor referido de la longitud de segmento intersecado de la mesa nos ofrece el valor del coeficiente de atenuación lineal del tablero mediante la expresión: $\mu = - (1/e) * \ln(I/I_0)$

2. Modelo de la mesa: se incorporaron los resultados obtenidos al sistema de planificación Pinnacle versión 8.m. Para ello, se añadió un contorno mesa con las herramientas disponibles en el programa, con las dimensiones verdaderas del tablero del acelerador y con la densidad estimada en el apartado anterior. Además se modificó el umbral de aire para el cálculo al valor 0'10 g/cm³ para así incorporar la mesa al cálculo de dosis (si el umbral de aire fuese superior que la densidad de la mesa, ésta sería considerada como aire).

3. Aceptación del modelo de la mesa: se simularon las condiciones de las medidas realizadas en el punto 1. Para ello se escaneó el maniquí y se emplearon sus imágenes para el cálculo. Se crearon los 36 haces de tratamiento, como se aprecia en la figura adjunta, y se calculó la distribución de dosis en un contorno que simula la ubicación y las dimensiones de la cámara de ionización. Se verificó la medida absoluta de la dosis para el haz de ángulo de brazo 0°, que resultó correcto. A continuación se calcularon los factores de transmisión calculados según la metodología del punto 1 y se compararon con los valores medidos.



4. Aplicación al cálculo de IMRT: el contorno mesa así definido se ha incorporado al cálculo de tratamientos de IMRT. Para todos ellos se han obtenido los test gamma.

Resultados y discusión

De las medidas de dosis se obtuvo un coeficiente de atenuación lineal de la mesa de $0'0047 \pm 0'0003\text{cm}^{-1}$, y una densidad de $0'12\text{ g/cm}^3$. Comparación de los factores de atenuación medidos y calculados: presentamos los resultados obtenidos para el intervalo de ángulos de brazo $\pm 70^\circ$ (parejas de haces en que uno de ellos intercepta la mesa y el otro no):

Brazo	0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°
Medida(%)	2'6	3'0	3'2	3'6	4'3	5'4	5'8	0'9
Cálculo(%)	2'7	2'8	2'7	3'1	3'6	4'9	5'7	0'6
Brazo	0°	350°	340°	330°	320°	310°	300°	290°
Medida(%)	2'6	3'0	3'2	3'7	4'2	5'4	5'7	1'5
Cálculo(%)	2'7	2'6	2'9	3'1	3'5	4'8	5'5	0'4

Las atenuaciones debidas a la mesa pueden alcanzar el 6% en orientaciones que intersecten un segmento considerable del tablero. A pesar de que en un tratamiento con paciente real este resultado puede quedar atenuado por las contribuciones del resto de los haces, provocará una disminución de la dosis absorbida en el volumen de tratamiento. Los resultados calculados por el sistema de planificación concuerdan con los medidos. Hemos observado variaciones de unas pocas décimas en los resultados al variar el tamaño de la rejilla de cálculo. Este efecto del tamaño de pixel será probablemente el que explique el resultado más discordante, obtenido para el ángulo de 290° . Al modelar con estas características físicas la mesa de tratamiento en nuestro planificador, para los controles de calidad de los tratamientos de intensidad modulada (50 pacientes) tenemos una desviación del 0.7% de media en la medida de dosis puntual.

Conclusiones

La atenuación de los haces de radiación que atraviesan la mesa de tratamiento es una realidad constatable que debe ser incorporada en la planificación de los tratamientos radioterápicos, especialmente en los de técnicas avanzadas.

UNION DE CAMPOS EN TRATAMIENTOS DE MAMA CON SUPRA MEDIANTE TÉCNICA MONOISOCÉNTRICA, SIN HEMICAMPOS Y SIN GIROS DE MESA

Sáez Beltrán F¹, Benito Bejarano MA¹ y Sáez Beltrán M²

¹Servicio de Radiofísica del Complejo Asistencial de Zamora. Zamora.

²Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de Salamanca Hospital Universitario de Salamanca. Salamanca.

Correspondencia: fsaezb@saludcastillayleon.es

Palabras clave: Mama, unión de campos, película radiocrómica.

Introducción y objetivos

En los tratamientos de radioterapia de cáncer de mama con irradiación de zonas ganglionares en la región supraclavicular, es de suma importancia la correcta unión de campos para evitar infradosificaciones o sobredosificaciones. La técnica estándar consiste en tratamientos con dos isocentros y con giros isocéntricos de mesa de los campos tangenciales para que el plano que definen los límites longitudinales superiores tangenciales coincida con el límite interior del campo supraclavicular (con el gantry a 0°). Una mejora sustancial en la exactitud y reproducibilidad del tratamiento consiste en hacer un tratamiento monoisocéntrico donde los tangenciales y los campos del supra sean hemicampos. Esto permite uniones de campos más precisas. No obstante, esto limita el tamaño máximo longitudinal de los campos tangenciales a la máxima apertura de la mordaza del Acelerador. En otros casos, la limitación puede afectar a la zona que va a aparecer en el sistema portal de imagen, pudiendo ser más pequeña que la zona de tratamiento. Una forma de solventar este problema es haciendo que el isocentro esté en una posición más caudal, y que los campos tangenciales no sean hemicampos. Sin embargo, esto hace que las divergencias de los campos no coincidan. La forma de solucionarlo consiste en utilizar la técnica de los campos deslizantes, en el que cada tangencial se divide en dos campos, uno con un tamaño de campo 1cm mayor para la mordaza longitudinal más craneal. Lo mismo se hace con los campos del supra. Se reparte la dosis para cada campo y se hace que coincidan por parejas cada campo tangencial con cada campo de la zona supraclavicular, cambiando el giro de colimador. Eventualmente, se pueden introducir campos reducidos para mejorar aun más la homogeneidad de la unión. En este trabajo se compara la unión de dosis obtenida con esta técnica con las obtenidas con otras técnicas más sencillas (técnica con dos isocentros y técnica monoisocéntrica con hemicampos).

Material y métodos

Los tratamientos se hicieron en un Acelerador Siemens Primus de 6 MV con Sistema Multiláminas (MLC), utilizando la red Lantis de Verificación y Registro de tratamientos, y la interfaz Primeview Para la administración de los mismos. Las dosimetrías de los tratamientos se hicieron con el planificador XiO 4.62 (Elekta). Para la verificación dosimétrica se utilizó un maniquí de agua sólida (RW3) y película radiocrómica EBT3. Se evaluó la unión de campos para: 1) técnica con dos isocentros. 2) técnica monoisocéntrica con hemicampos y 3) técnica monoisocéntrica sin hemicampos y con campos deslizantes.

Resultados y discusión

Los mejores resultados se obtienen con la técnica monoisocéntrica de los campos deslizantes, ya que en vez de tener un único plano de unión de campos tenemos varios. El no usar hemicampos permite tamaños de campo mayores para los campos tangenciales. Además, permite visualizar toda la zona de tratamiento con el Sistema Portal de imagen. La técnica de un único isocentro aumenta la precisión en la unión de campos, ya que es la máquina y no el Técnico de Radioterapia el que une los campos de tratamiento, eliminando procesos subjetivos y poco precisos (como, por ejemplo, que el Técnico ajuste con la luz de campo los límites de los tangenciales y los campos supraclaviculares). El que esta técnica tampoco necesite giros de mesa permite un menor tiempo de tratamiento. El uso de una interfaz de tratamiento que permita agrupar múltiples campos en una única secuencia facilita el trabajo del Técnico de la Unidad, al no tener que cargar uno a uno todos los campos de los que se compone el tratamiento. Las principales desventajas de esta técnica son: 1) Supone más carga de trabajo en Radiofísica al ser un tratamiento más complejo de diseñar. 2) No tiene en cuenta a priori la posibilidad de movimientos intrafracción del paciente; la técnica de los dos isocentros, si bien más inexacta a la hora de solapar los campos, tiene la seguridad de que el Técnico de la Unidad, después de tratar los campos tangenciales, entra a hacer los desplazamientos del segundo, ajustando los límites en el caso de que no coincidieran, o directamente recolocando a la paciente en el caso en que se hubiera movido apreciablemente. No obstante, conviene recordar que la técnica de los campos deslizantes, al repartir el solapamiento en varios planos, hace que en caso de movimiento durante el tratamiento, la infradosificación ó sobredosificación se reparta. Además, se puede establecer un protocolo de verificación de posicionamiento de paciente que consista en marcar los límites de un campo de posicionamiento y entrar a mitad de tratamiento a comprobar, mediante la luz de campo, que la paciente no se ha movido respecto de su posicionamiento inicial, aumentando la seguridad global del tratamiento.

Conclusiones

La técnica de tratamientos de mama con supra mediante técnica monoisocéntrica, sin giros isocéntricos de mesa, y con campos deslizantes que no tienen por qué ser hemicampos, permite una mejor unión entre los campos tangenciales y los campos supraclaviculares. Además, permite un mayor tamaño de los campos tangenciales y que se vea toda la zona de tratamiento en el sistema portal de imagen.

VERIFICACIONES INICIALES DE LA UNIDAD DE HDR 60-Co MULTISOURCE® (BEBIG)

Rodríguez P, Prieto D, Sánchez K, Esteve S, Colmenares R, Morís R, Capuz B, Ordóñez J y Béjar MJ

Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid.
Correspondencia: rcolmenares@salud.madrid.org

Palabras clave: Braquiterapia, HDR, Co-60

Introducción y objetivos

El Hospital Ramón y Cajal (Madrid) dispone de una nueva unidad de tratamiento de braquiterapia de HDR desde el verano de 2012. Esta máquina, MultiSource® HDR afterloader de la empresa Eckert & Ziegler BEBIG GmbH, alberga en nuestro caso una fuente de alta tasa de dosis de 60-Co. Además de la unidad, se dispone del Sistema de Planificación (SP) HDRplus v.3.0.1.0 que contiene los datos específicos del TG-43 para el cálculo de la fuente y una base de datos de los aplicadores. El objetivo de este trabajo es presentar los datos dosimétricos más relevantes derivados de las pruebas de aceptación de la unidad y los aplicadores disponibles en ese momento.

Material y métodos

Los datos específicos son de los elementos sometidos a este control fueron.

- Fuente de 60-Co Co.A86 de 22870 U \pm 3.2 % (k=2) a 17/01/2012
- Unidad de tratamiento Multisource® 60-Co; software v. 4.14.1
- Aplicadores ginecológicos LCR01-06 y LCT01-06, LCT70L/R y LCT82L/R
- Tubos de transferencia LAF1000 y LAG1000
- Aplicador "Universal" LAA1400

El listado de pruebas realizadas fue:

1. Medida de la TKRA de la fuente
2. Repetibilidad en el posicionamiento de la fuente
3. Exactitud del posicionamiento intrínseco de la fuente
4. Exactitud del posicionamiento clínico de la fuente
5. Efecto en el posicionamiento de la curvatura de los tubos de transferencia
6. Verificación de la exactitud y linealidad del temporizador
7. "Tiempo de tránsito" de la fuente en las condiciones de medida de la TKRA

El TKRA de la fuente se midió con 2 conjuntos calibrados independientemente:

- conjunto PTW: cámara pozo TM33004 + electrómetro UNIDOS E (\pm 3% con k=2)
- conjunto Standard Imaging: cámara HDR1000 + electrómetro Max-4001 (\pm 2.5% con k=2)

mientras que la verificación del temporizador y del "tiempo de tránsito" solo fueron evaluados con el primero de los conjuntos(PTW). La unidad tiene integrado un sistema de circuito de cerrado de TV con el que se controla la repetibilidad y posicionamiento de la fuente en condiciones no clínicas, permitiendo además, al visualizarse en un PC, la captura de la imagen para su análisis y registro. Finalmente, las pruebas 4 y 5 se realizaron con la ayuda de películas radiocrómicas para control de calidad QA2 y un escáner de sobremesa Microtek. En la prueba 4 se irradian, para cada conjunto tuboaplicador, 3 posiciones separadas 10mm entre ellas, siendo la 1ª la más próxima a la punta del aplicador en la que es posible situar la fuente, para poder medir esta distancia. Los valores se obtienen a partir de la digitalización de las placas. Para cuantificar el efecto de la curvatura de los tubos se realizaron varias autorradiografías de la fuente, desplazando (curvando el tubo) el aplicador hacia la fuente en intervalos de 5cm. Se activó en todos los casos la 1ª posición y otra situada a 5.50 cm teóricamente.

Resultados y discusión**1. TKRA de la fuente:**

Diferencia medido vs.certificado = -0.2 %

Diferencia medido vs.certificado = -0.9 %

2. Repetibilidad en el posicionamiento

Desviación < 0.5mm

3. Exactitud en el posicionamiento intrínseco

Desviación < 0.5mm

4. Exactitud en el posicionamiento clínico

Diferencia medido vs. SP en la distancia punta del aplicador -1ª posición =
 $-0.24\text{mm} \pm 0.34\text{mm}$

Diferencia medido vs. SP en la distancia 1ª posición -2ª posición irradiada (10mm =
 $0.54\text{mm} \pm 0.45\text{mm}$

Diferencia medido vs. SP en la distancia 2ª posición -3ª posición irradiada (10mm =
 $0.21\text{mm} \pm 0.35\text{mm}$

Estas medidas se realizaron en condiciones en las que el tubo de transferencia estaba muy poco curvado.

5. Efecto de la curvatura de los tubos de transferencia

Debido al diámetro de los tubos de transferencia, existe la posibilidad de un desplazamiento de la fuente en todas las posiciones de parada, exceptuando en la 1ª [1,2]. El posicionamiento en la 1ª posición está siempre garantizado al ser medida la distancia total por la fuente ficticia antes de cada tratamiento y efectuarse el movimiento a las sucesivas paradas en sentido de la retracción. Como era de esperar, no se encontraron desviaciones en la 1ª posición, pero para la 2ª posición de parada la relación fue de 2.5mm en 15cm de desplazamiento (muy curvado).

6. Verificación del temporizador

Con el conjunto de medidas de PTW, midiendo en el punto de referencia en tasa y acumulado para diferentes tiempos de parada (5s-50s), se obtuvo:

Error de exactitud = $0.03\text{s} \pm 0.03\text{s}$

Error de linealidad = 0.1

Efectos del tránsito de la fuente en condiciones de medida = 0.85s

Conclusiones

Todas las pruebas aquí expuestas presentan desviaciones inferiores a las tolerancias exigidas por los protocolos nacionales [3] o internacionales específicos de braquiterapia. Sin embargo, especial cuidado ha de tenerse en realizar los tratamientos con los tubos razonablemente estirados.

Bibliografía

- [1] Park DW, Kim YS, Park SH, Choi EK, Ahn SD, Lee SW, Song SY, Kim JH. "A comparison of dose distributions of HDR intracavitary brachytherapy using different sources and treatment planning systems". Applied Radiation and Isotopes 2009; 67; 1426-1431.
- [2] "Manual del usuario. Equipo de carga diferida HDR MultiSource®". Eckert & Ziegler BEBIG GmbH. 2011.
- [3] Pérez Calatayud J, et al. "Calibración, Matrices de Dosis y Control de calidad en Braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM". Revista Física Médica 2000; 1(0); 1-49.

¿PODEMOS REDUCIR EL RIESGO DE ENFERMEDAD CARDÍACA EN TRATAMIENTOS DE MAMA IZQUIERDA? RESPIRACIÓN CONTENIDA

Fuentemilla Urío N, Lozares Cordero S, Otal Palacín A, Olasolo Alonso J, Pellejero Pellejero S, Martin Albina M L, Mañeru Cámara F, Miquélez Alonso S, Rubio Arróniz T y Soto Prados P

Servicio de Radiofísica y P. R. del Complejo Hospitalario de Navarra.
 Correspondencia: naiara.fuentemilla.urio@navarra.es

Palabras clave: Cancer de mama, corazón, DAI, respiración contenida

Introducción y objetivos

En estudios realizados relacionados con el cáncer de mama y la mortalidad, se ha observado un incremento en la mortalidad de pacientes con supervivencia mayor a 10 años tratados con radioterapia (RT) [1]. En estudios posteriores se observa que la principal causa son las enfermedades cardíacas. Es por esto que el corazón se empezó a considerar órgano de riesgo en el tratamiento de cáncer de mama con RT (adyuvante). Una reducción de la dosis tanto en corazón como en coronarias conlleva una reducción del riesgo de enfermedad cardiaca. En la actualidad se están introduciendo nuevas técnicas, para reducir la dosis en corazón y en la arteria coronaria descendente anterior izquierda (DAI) como pueden ser nuevos posicionamientos o técnicas de respiración contenida (Breath hold (BH)).

Material y métodos

Se presenta el estudio realizado sobre 30 pacientes en nuestro centro siguiendo el siguiente procedimiento: se realiza el escáner de planificación con un equipo BrightSpeed GE, la planificación se lleva a cabo con Eclipse v10, con la técnica "field in field", posteriormente las pacientes se simulan en un equipo Acuity y finalmente son tratados en los aceleradores Varian de nuestro centro (Clinac, Trilogy). Antes de realizar el escáner de planificación la paciente recibe una consulta informativa en la que se lleva a cabo un entrenamiento de la respiración. Instantes antes a la realización del escáner se practica una calibración del equipo BH. Con la paciente en posición adquisición CT se le facilitan unas gafas en las que puede ver el monitoreo de su respiración. En un momento de inspiración profunda donde la paciente se sienta cómoda, recibe indicaciones para mantener la respiración y es entonces cuando se realiza el escáner. Además del escáner de respiración contenida, se realiza un escáner convencional para poder seguir con el tratamiento en caso de que hubiera algún problema (con la paciente o con el material) y, por otro lado, para analizar la reducción de dosis. Para la simulación y tratamiento se sigue el mismo procedimiento que en la adquisición CT. En el tratamiento, la colocación de la paciente incluye imagen diaria, incluida en la dosimetría. En las sesiones de tratamiento iniciales de algunas pacientes se ha realizado el monitoreo de la respiración simultáneamente con el sistema de gating de Varian.

Resultados y discusión

En el análisis se comparan las dosis recibidas en corazón y DAI con el tratamiento convencional y con el BH. Se presentan los datos referidos a dosis media con CT convencional y CT BH, así como dosis media y máxima (dosis recibida por 0.2 cm^3) en DAI. Las dosis de cobertura de PTV están entre 95-107% de la dosis prescrita y no se presentan ni tampoco la dosis en pulmón (V_{20}) que no varía significativamente.

		CONV	BH	RED
Corazón	D_{media} (Gy)	2,0	0,9	(42 ± 9)%
	D_{media} (Gy)	11,7	2,4	(67 ± 9)%
DAI	D_{MAX} (Gy)	17,5	3,5	(61 ± 15)%

Conclusiones

Los efectos de la radiación en el corazón son efectos tardíos, que suelen aparecer entre 10 y 15 años tras el tratamiento. En pacientes jóvenes una reducción de dosis tan drástica como la observada implica una reducción del riesgo de padecer enfermedades cardíacas consecuencia del tratamiento radioterápico, lo que aumenta considerablemente la probabilidad de supervivencia a más de 10 años. Comenzar a realizar tratamientos con este tipo de técnicas puede resultar lento, por la necesidad de formar al personal (se debe aprender a utilizar adecuadamente el equipo), cada paciente debe aprender a controlar su respiración y aumenta el tiempo que se requiere tanto al hacer la adquisición tomográfica (pasamos de hacer una adquisición a hacer dos), como el tiempo de máquina; aunque la paciente no aprecia aumento alguno en el tiempo de tratamiento, el proceso de colocar cada dispositivo sí que alarga el proceso. La relación coste-beneficio es en cualquier caso, favorable al paciente. Se ha puesto en marcha en nuestro centro el protocolo de tratamiento con BH para mamas izquierdas en mujeres sin campo supraclavicular y menores de 50 años para evitar los problemas derivados del aumento de tiempo del proceso y así favorecer a las pacientes que más se benefician de las mejoras.

Bibliografía

[1] B. Offerens, I. Højris, M. Overgaard. Radiation-induced heart morbidity after adjuvant radiotherapy of early breast cancer – Is still an issue? J. Int. Radiation Oncology 100 (2011) 157-159.

UTILIZACIÓN DE UNA MATRIZ DE DIODOS PARA EL CONTROL DE CALIDAD DE UN SISTEMA DE COLIMACIÓN MULTILÁMINAS

Béjar Navarro MJ¹, Prieto Morán D², Sánchez Noriega K², Rodríguez Meijide P², Esteve Sánchez S², Colmenares Fernández R¹, Capuz Suárez B¹, Ordóñez Márquez J¹ y Morís Pablos R¹

¹Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Ramón y Cajal. Madrid.

²Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Ramón y Cajal. Madrid.

Correspondencia: mbejar.hrc@gmail.com

Palabras clave: MLC, control de calidad, matriz de diodos

Introducción y objetivos

Entre las pruebas periódicas que se realizan en nuestro Servicio para el sistema de colimación multiláminas (MLC) están:

- la exactitud en el posicionamiento de las láminas mediante la evaluación dosimétrica de una serie de campos tipo “picket fence” compuesto por segmentos adyacentes formados por láminas de ambas bancadas^[1].
- la evaluación dosimétrica de la unión de campos asimétricos formados por láminas en el eje de radiación. Esta prueba se realiza irradiando una matriz 2D con dos hemicampos de 10 cm en el sentido de movimiento de las láminas y 20 cm en sentido perpendicular al mismo; en el primero de ellos las láminas de una bancada se sitúan en el eje de radiación; el segundo hemicampo es idéntico al primero pero girado 180°. Dicha unión de campos se ha evaluado en el planificador y a través de la medida con diodo del perfil de una lámina y se ha visto que la sobredosificación que se encuentra en el eje debida a los bordes redondeados de las láminas y a nuestro ajuste del MLC está en torno al 15% de la lectura dosis en el eje del campo abierto de 20 cm x 20 cm.

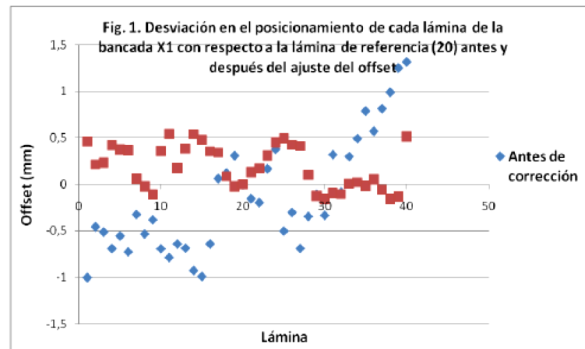
Hemos observado alguna situación en la que los resultados de una y otra prueba indicaban acciones contradictorias a realizar sobre las láminas. Esto se debe a que la unión de hemicampos se evalúa únicamente en el eje del haz (y centro de rotación del colimador) con objeto de eliminar la incertidumbre introducida por la falta de exactitud en el giro del mismo, es decir, en una posición en la que únicamente las láminas centrales están implicadas. En el caso de que la desviación estándar en el posicionamiento de las láminas dentro de una bancada sea alta, resulta complejo tomar decisiones sobre si es necesario modificar (abrir o cerrar) el posicionamiento de las láminas de dicha bancada, ya que el valor de sobredosificación que se obtenga para la lámina central no es extrapolable al resto de las mismas. Se hace por tanto necesario añadir en el protocolo de control de calidad periódico de las unidades un procedimiento que permita evaluar y corregir las diferencias en el posicionamiento relativo de las láminas de cada bancada de manera eficaz. Para ello, se aplicará el método descrito por algunos autores^[2] como el RDRL (Radiation Defined Reference Line o línea de referencia definida por la radiación). El objetivo de este trabajo es mostrar los primeros resultados de la aplicación del método RDRL en nuestro sistema MLC y comprobar la eficacia de dicho método para alinear entre sí las láminas de una bancada.

Material y métodos

Para la evaluación de la exactitud en el posicionamiento de las láminas del acelerador Elekta Precise SLi^[3], se utiliza la prueba de las uniones de hemicampos de láminas y la prueba de campos tipo “picket fence”. Ambas pruebas se miden y evalúan con la matriz 2D Mapcheck de Sun Nuclear, en cuyo software hay un módulo específico para la adquisición de datos y análisis de campos tipo “picket fence”, que muestra como resultados el promedio de la desviación de la dosis registrada por cada uno de los diodos con respecto a la dosis teórica del planificador y su desviación estándar (relacionados con el error promedio en el posicionamiento de las láminas y la desviación estándar de dichos desplazamientos). Las dos pruebas descritas dan información complementaria; la primera de ellas permite discernir el comportamiento de cada bancada de láminas por separado, mientras que la segunda da una idea más global de la magnitud de las desviaciones de las láminas de ambas bancadas (dado por la desviación promedio) y de las diferencias de posicionamiento relativas entre ellas (dado por la desviación estándar). Para llevar a cabo el procedimiento descrito como RDRL para alineamiento de las láminas de una misma bancada con respecto a una lámina de referencia se ha utilizado el Profiler 2.0, una matriz de diodos en dos ejes de Sun Nuclear. El procedimiento se ha llevado a cabo en el acelerador Elekta Precise SLi para el alineamiento de las láminas de la bancada X1, en la cual se habían observado valores fuera de tolerancias en la prueba de las uniones de campos asimétricos de láminas de la bancada X1. El sistema MLC de nuestro acelerador consta de 40 pares de láminas cuyos bordes son redondeados, de 1 cm de ancho en el isocentro. De la aplicación del método RDRL se obtiene la desviación relativa de las láminas de la bancada X1 con respecto a una lámina de referencia, en concreto, la lámina 20, junto al eje de radiación. Dicho procedimiento se llevó a cabo antes y después de la modificación de parámetros por parte de Elekta que controlan el posicionamiento relativo de las láminas de la bancada y se evaluaron las desviaciones relativas de las láminas antes y después de dicha modificación.

Resultados y discusión

Una vez llevado a cabo el método RDRL, se determinó el valor de la corrección que el servicio técnico debe hacer en el parámetro que controla el posicionamiento de las láminas utilizando una ganancia de 7 unidades por milímetro a corregir. Aplicando este valor de ganancia se redujeron los valores absolutos de las desviaciones en el posicionamiento de cada lámina con respecto a la de referencia de 0.53 mm a 0.24 mm en promedio y la desviación máxima pasó de 1.3 mm a 0.5 mm. En la siguiente gráfica (Fig. 1) se observan las diferencias en el posicionamiento de cada una de las láminas de la bancada antes y después de corregir. En esta gráfica también puede apreciarse que aplicando un valor único de ganancia para todas las correcciones, no se obtiene un alineamiento óptimo para todas las láminas y probablemente haber aplicado una ganancia de 6 unidades/mm en lugar de 7, hubiera dejado las diferencias relativas en el posicionamiento de las láminas con respecto a la de referencia más centradas en el valor 0.



Conclusiones

Mediante la aplicación del método RDRL para el alineamiento de las láminas de la bancada X1 del acelerador, se ha determinado que el valor óptimo de la ganancia a aplicar en el parámetro que controla el posicionamiento de las láminas en dicho acelerador está en torno a 6 unidades/mm. El método RDRL se revela como un método útil para el alineamiento de las láminas de una bancada. Es de esperar que la disminución del valor absoluto de las desviaciones en el posicionamiento de las láminas de cada bancada con respecto a la lámina de referencia permitirá en el futuro tomar decisiones de manera más inequívoca sobre si debe o no modificarse el posicionamiento absoluto de las láminas de dicha bancada, en base a los resultados de la prueba de las uniones de hemicampos formados por láminas y del picket fence.

Bibliografía

- [1] Protocolo de control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico. SEFM, 2009.
- [2] Simon, T.A., Kahler, D., Simon, W.E., Fox, C., Li, J., Palta, J., Liu, C. "An MLC calibration method using a detector array". Med Phys. 36 (10), October 2009.
- [3] Jordan, J.J., Williams, P. "The design and performance characteristics of a multileaf collimator". Phys. Med. Biol. 39 (1994) 231-251.

VERIFICACIONES GEOMÉTRICAS PARA LA TÉCNICA DE RADIOCIRUGÍA GUIADA POR LA IMAGEN EN EL ACELERADOR ELEKTA AXESSE

Perucha Ortega M, Mateo Rodriguez B y Linares Doblado R

Servicio de Radiofísica. Hospital Infanta Luisa. Sevilla.

Correspondencia: radiofísica@infantaluisa.com

Palabras clave: IGRT, Radiocirugía, control de calidad, CBCT

Introducción y objetivos

En la técnica de Radiocirugía tradicionalmente se han empleado marcos invasivos que servían a la vez como sistema de inmovilización del paciente y como sistema de localización muy preciso. Actualmente, con la incorporación a lo aceleradores de tomógrafos cone-beam (CBCT), algunos centros están empezando a prescindir del marco invasivo y a usar esta nueva tecnología para la localización del paciente [1]. Para poder tener una precisión en la localización de la lesión equivalente a la que se tenía con el marco invasivo es además necesario disponer de una mesa robótica que corrija desviaciones tanto de traslación como de rotación. El objetivo de este trabajo es el estudio de la precisión geométrica del acelerador Elekta Axesse, del sistema Cone beam de KV (XVI) y de la mesa robótica 6D (Hexapod) para su uso en Radiocirugía [2].

Material y métodos

Para la verificación geométrica del acelerador se han usado películas radiocrómicas EBT2. Se han realizado campos en estrella para determinar la desviación del isocentro con giros del colimador, gantry y mesa y campos a bandas para determinar la holgura del gantry entre la posición de 0° y 180°. También se realizó el test de Winston-Lutz con una esfera radio-opaca (ball bearing) posicionada en el isocentro; las imágenes se tomaron con el sistema de MV (IVIEW). El sistema XVI fue calibrado por el procedimiento de Elekta, posteriormente se determinó la desviación del isocentro del sistema de MV respecto al de KV para lo cual se tomaron imágenes con ambos sistemas de una esfera radio-opaca posicionada en el isocentro. Por último se comprobó la precisión del sistema conjunto XVI y mesa Hexapod mediante el maniquí PentaGuide. Se forzaron desplazamientos y rotaciones y se determinó cuanto se desviaba la posición corregida por el sistema de la posición del isocentro.

Resultados y discusión

Los campos en estrella muestran desviaciones respecto del isocentro de 0.5 mm para rotaciones de gantry y desviaciones menores para rotaciones de mesa y colimador. La distancia entre las bandas a 0° y 180° fue de 1.3 mm, como el isocentro se define en la mitad, la precisión en la dirección GT para rotaciones del gantry es de 0.65 mm. El análisis del test de Winston-Lutz mostró, para todas las combinaciones de giro de gantry, mesa y colimador estudiadas, desviaciones menores de 1 mm salvo para la dirección longitudinal que presentó desviaciones de hasta 1.5mm. Este hecho motivó una calibración de los láseres y del sistema de imagen XVI, después de lo cual la desviación promedio fue de 0.4 mm, siendo la desviación máxima de 1 mm para ángulo de mesa 270°. La desviación del isocentro del sistema de KV respecto al de MV es menor de 0.5 mm. El conjunto sistema de imagen XVI y mesa hexapod corrige las traslaciones y rotaciones de forma que se consiguen desviaciones respecto del isocentro menores del milímetro, lo que coincide con estudios de otros autores [3].

Conclusiones

Se ha comprobado la validez del acelerador Elekta Axesse junto con su tecnología integrada consistente en mesa robótica 6D Hexapod y sistemas de imagen de KV y MV para su uso en Radiocirugía guiada por la imagen ya que su precisión es equivalente a la de los sistemas que usan marco invasivo[4] siempre que se realice un control de calidad que asegure que las calibraciones de todos los sistemas se encuentran dentro de la tolerancia requerida para este tipo de técnica.

Bibliografía

- [1] Masi L, Casamassima F, Polli C, et al. Cone Beam CT image guidance for intracranial stereotactic treatments: comparison with a frame guided set-up. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2008; 71(3):926-933.
- [2] Lightstone AW, Benedict HB, Bova FJ, et al. Intracranial stereotactic positioning systems: Report of the American Association of Physicists in Medicine, Radiation Therapy Committee Task Group N°68. *Med. Phys.* 2005; 32:2380-2398
- [3] Meyer J, Wilbert JW, Baier K, et al. Position accuracy of cone-beam computed tomography in combination with a hexapod robot treatment table. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2006; 67:1220-1228.
- [4] Yeung D, Palta J, Fontanesi J, Kun L. Systematic analysis of errors in target localization and treatment delivery in stereotactic radiosurgery. *Int. J. Radiat. Onc. Biol. Phys.* 1993; 28: 493-498.

TÉCNICA DE RADIOCIRUGÍA CON IGRT EN ACELERADOR ELEKTA AXESSE

Perucha Ortega M, Linares Doblado R y Mateo Rodriguez B

Servicio de Radiofísica. Hospital Infanta Luisa. Sevilla.
Correspondencia: radiofisica@infantaluisa.com

Palabras clave: IGRT, radiocirugía, control de calidad, CBCT

Introducción y objetivos

Tradicionalmente la técnica de Radiocirugía se ha realizado con marcos invasivos que además de provocar malestar al paciente impedían el uso de técnicas como la IMRT o VMAT debido a que el tiempo de planificación era limitado para minimizar el tiempo que el paciente permanecía con el marco. Actualmente, con la incorporación a los aceleradores de tomógrafos cone-beam (CBCT), algunos centros están empezando a prescindir del marco invasivo y a realizar una técnica guiada por la imagen [1,2]. El objetivo de este trabajo es presentar el procedimiento seguido en nuestro centro para la realización de Radiocirugía sin marco estereotáctico en el acelerador Elekta Axesse y estudiar la precisión del sistema de IGRT.

Material y métodos

El acelerador Elekta Axesse cuenta con un sistema de imagen Cone beam de KV (XVI), un sistema de MV (IVIEW) y mesa robótica 6D (Hexapod). Está equipado con un colimador multilamina beam modulator cuya anchura de lámina en el isocentro es de 4 mm. Para la inmovilización del paciente se usó la máscara y soporte de Brainlab para radiocirugía. El TC del paciente se realizó con anchura de corte de 2 mm y paso de 1 mm. Se estudió la reproducibilidad del registro de imágenes y la precisión del algoritmo de registro *hueso* frente al de *nivel de gris*. El paciente se posicionó con los láseres y posteriormente se realizaron con la mesa hexapod los desplazamientos y rotaciones determinados a partir del registro de una imagen volumétrica con el TC del paciente en el software XVI 4.2.1 de Elekta. Se usó el protocolo estándar para cabeza y cuello de Elekta. El volumen a registrar (clipboard) se escogió de forma que incluyera la zona de la lesión y el cráneo ya que estudios recientes han confirmado que la anatomía ósea es un buen indicador de la posición de lesiones craneales [3]. Para determinar desviaciones residuales se vuelve a realizar una imagen volumétrica después de la corrección de las desviaciones. En los arcos en los que el ángulo de mesa impide realizar un conebeam la correcta posición del paciente se asegura por la realización de placas con el sistema de MV y un exhaustivo control de calidad de la geometría del acelerador que incluye test de Winston-Lutz para las angulaciones concretas de mesa, gantry y colimador utilizados en el tratamiento del paciente. Una vez realizados todos los giros de mesa, se regresa a la posición de 0° y se realiza un último conebeam para determinar los movimientos intrafracción.

Resultados y discusión

Del análisis de la reproducibilidad del registro de imágenes se obtuvo una desviación máxima de 0.05 mm y 0.2°. El algoritmo de registro *hueso* es menos preciso que el de *nivel de gris* siendo la diferencia máxima entre los resultados de ambos algoritmos 0.06 mm y 0.5°. Los valores máximos de desviación residual fueron 0.04 mm y 0.3°. El movimiento intrafracción máximo fue de 0.05 mm y 0.4°. El test de Winston-Lutz mostró desviaciones menores de 1 mm en todas las direcciones para las combinaciones de giro de gantry, mesa y colimador estudiadas.

Conclusiones

La exactitud y reproducibilidad del sistema de imagen es la adecuada para la realización de la técnica de radiocirugía con IGRT. Es aconsejable realizar un primer registro de imágenes con el algoritmo *hueso* que es más rápido y un segundo registro con el algoritmo *nivel de gris* que es más preciso. El bajo valor de las desviaciones residuales indica que la mesa robótica 6D Hexapod corrige adecuadamente las desviaciones en translación y rotación. El bajo valor de los movimientos intrafracción indica una buena fijación del sistema de inmovilización. El test de Winston-Lutz indica una buena precisión del isocentro del acelerador. Se ha comprobado la validez del acelerador Elekta Axesse junto con su tecnología integrada para su uso en Radiocirugía guiada por la imagen [4].

Bibliografía

- [1] Masi L, Casamassima F, Polli C, et al. Cone Beam CT image guidance for intracranial stereotactic treatments: comparison with a frame guided set-up. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2008; 71(3):926-933.
- [2] Dhabaan A, Schereibmann E, Siddiqui A, et al. Six degrees of freedom CBCT-based positioning for intracranial targets treated with frameless stereotactic radiosurgery. *JACMP.* 2012; 13(6):215-225.
- [3] Guckenberger M, Baier K, Guenther I, et al. Reliability of the bony anatomy in image-guided stereotactic radiotherapy of brain metastases. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2007; 69:294-301.
- [4] Lightstone AW, Benedict HB, Bova FJ, et al. Intracranial stereotactic positioning systems: Report of the American Association of Physicists in Medicine, Radiation Therapy Comminttee Task Group N°68. *Med. Phys.* 2005; 32:2380-2398.

ANÁLISIS DE LAS DOSIS TESTICULARES EN PACIENTES SOMETIDOS A TRATAMIENTO RADIOTERÁPICO DE CARCINOMA DE PRÓSTATA

Béjar Navarro MJ¹, Ordóñez Márquez J¹, Hervás Morón A¹, Alvarez Rodríguez S³, Garcia-Galloway E⁴, Sánchez Casanueva R², Polo Rubio A¹, Rodríguez-Patrón Rodríguez R³, Yanowsky K⁴, Gómez Dos Santos V³

¹Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Ramón y Cajal. Madrid.

²Servicio de Física Médica. Hospital Clínico San Carlos. Madrid.

³Servicio de Urología. Hospital Ramón y Cajal. Madrid.

⁴Servicio de Genética. Hospital Ramón y Cajal. Madrid.

⁵Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Ramón y Cajal. Madrid.

Correspondencia: mbejar.hrc@gmail.com

Palabras clave: Dosis testicular, próstata, braquiterapia, radioterapia externa

Introducción y objetivos

Con la introducción del PSA y el aumento de la incidencia de cáncer de próstata debido a la detección precoz se ha producido un importante efecto de migración en la edad. De aquí que los pacientes con larga expectativa de vida, se preocupen cada vez más de aspectos antes olvidados como la fertilidad, y nos hagan replantearnos cuál es la mejor opción terapéutica. Excepto la vigilancia activa, todas las opciones de tratamiento afectan a la fertilidad[1]. La prostatectomía radical afecta en mayor medida a la potencia y la eyaculación, mientras que la radioterapia externa (RTE) y la braquiterapia (BQT) influyen sobre la espermatogénesis.

Los objetivos de este trabajo son:

- Estudiar comparativamente las dosis recibidas en testículos en aquellos pacientes sometidos a tratamiento radioterápico de carcinoma de próstata con radioterapia externa y con braquiterapia de baja tasa utilizando semillas de I-125.
- Comparar las dosis debido a la obtención de imágenes de verificación mediante Cone Beam CT (CBCT), frente a las dosis del tratamiento radioterápico propiamente dicho.
- Determinar las alteraciones seminales y citogenéticas tras el tratamiento con radiaciones ionizantes (RTE o BQT) en pacientes diagnosticados de cáncer de próstata y su relación con la dosis testicular.

Material y métodos

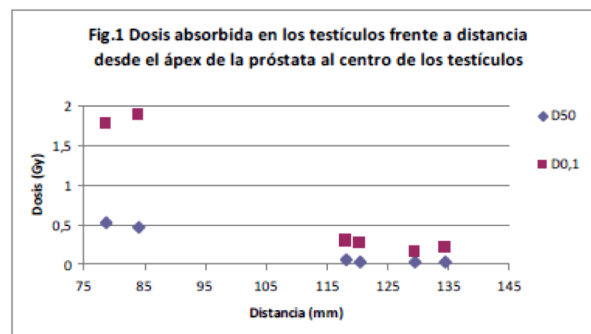
En el estudio se han incluido hasta ahora 3 pacientes sometidos a braquiterapia con semillas de I-125 y 1 paciente sometido a radioterapia externa con la técnica de IMRT. Para el paciente de radioterapia externa, se procedió a la realización del TAC de simulación (con suficiente margen como para incluir completamente los testículos del paciente), delimitación de volúmenes y órganos de riesgo (OAR) y dosimetría clínica. La dosis total prescrita al PTV (planning target volume) fue de 76 Gy con un fraccionamiento de 2 Gy/día de lunes a viernes. Además de los volúmenes de tratamiento y OAR, el oncólogo radioterápico contorneó en el planificador (Pinnacle v8.0m de Philips) los testículos. Con el fin de correlacionar la distancia entre el volumen irradiado y los testículos con la dosis recibida por éstos, se definió dicha distancia del centro de los testículos a la isodosis del 5% (se recomienda utilizar este parámetro en tratamientos de IMRT en lugar de la distancia al borde de los campos, por la presencia de multitud de incidencias oblicuas)[2]. Para la evaluación de la dosis en el paciente de RTE se colocaron dosímetros de OSL (luminiscencia estimulada óptimamente), suministrados por Landauer inc. y leídos por el Servicio de Física Médica del Hospital Clínico San Carlos, en el centro de cada uno de los testículos durante 5 sesiones de tratamiento y dosímetros independientes para la medida de la dosis durante la obtención de imágenes de verificación de Cone Beam CT (CBCT). Dichos dosímetros fueron previamente calibrados a la energía de 120 kV (la energía utilizada en el CBCT) frente a un dosímetro Diados T60004 (45-150 kV) con un electrómetro PTW Diados T11003-1028 y en las energías de 6 y 15 MV de los haces de tratamiento del acelerador Elekta Synergy. Los dosímetros tienen una respuesta lineal con la dosis entre 0 y 10 Gy e independiente de la energía en el rango de terapia (MeV)^[3]. Para los 3 pacientes sometidos a tratamiento con braquiterapia de baja tasa, se procedió a la realización del mismo en el radioquirófano del Servicio de Oncología Radioterápica. El implante transperineal prostático de las semillas de I-125 se realizó con raquianestesia, bajo control ecográfico y con planificación en tiempo real, prescribiéndose una dosis de 145 Gy al CTV (clinical target volume). La dosis se evaluó en un estudio de CT post-implante mediante el sistema de planificación (SPOT-PRO de Nucletron) y se midió la distancia desde el ápex de la próstata hasta la parte central de los testículos para tratar de correlacionar ésta con la dosis. La exposición (dosimetría testicular) fue evaluada por el oncólogo radioterápico y el radiofísico mientras el efecto (fertilidad) lo fue por el urólogo. Se determinaron la dosis mediana, dosis máxima (D_{0,1} o dosis que recibe el 0,1% del testículo), desviación estándar y el rango obtenido para los 3 pacientes sometidos a BQT; así como la dosis en el centro de los testículos para las 5 sesiones en las que se colocaron dosímetros en el paciente sometido a RTE. Las medidas de dosis se correlacionaron con los parámetros de fertilidad. Asimismo se determinó el rango de distancias desde el centro de los testículos

hasta el ápex de la próstata (BQT) o a la isodosis del 5% para el paciente estudiado de RTE. Se compararon las dosis recibidas en testículos para el tratamiento de radioterapia externa con las recibidas en los tratamientos de braquiterapia de baja tasa de dosis.

Resultados y discusión

La dosis mediana (D50) promediada para ambos testículos y para los pacientes sometidos a BQT fue de 190 mGy con un rango de (30-520 mGy) y una desviación estándar de 230 mGy. El promedio de las dosis máximas (D0,1) fue de 760 mGy con un rango de (160-1880 mGy) y una desviación estándar de 830 mGy. Ambos parámetros son muy dependientes de la distancia de los testículos al ápex de la próstata. El rango de distancias desde el ápex de la próstata a la zona central del testículo fue de (78,6-134,5 mm). La variación de la dosis absorbida en los testículos en función de la distancia se muestra en la figura 1.

El promedio de las dosis por sesión en los testículos para las 5 sesiones estudiadas en el paciente sometido a RTE fue de 54,2 mGy, con un rango de (36-95 mGy) y una desviación estándar de 17,2 mGy. El valor de la dosis aportada por el CBCT promediada para ambos testículos fue de 33 mGy. La dosis total en cada testículo como consecuencia de los 38 estudios de imagen (CBCT) fue de 1200 mGy y como consecuencia de las 38 sesiones de tratamiento fue de 2100 mGy (en total 3300 mGy). La distancia de la isodosis del 5% al centro del testículo fue de 7 mm en promedio para ambos testículos.



Conclusiones

Se ha puesto en marcha una metodología para la evaluación de dosis en testículos de pacientes con carcinoma de próstata sometidos a tratamiento radioterápico en BQT y RTE. Los valores tanto de la dosis mediana como de la dosis máxima en testículos para los pacientes sometidos a BQT están claramente correlacionados con la distancia de los testículos al ápex de la próstata. Las dosis en testículos como consecuencia del tratamiento de RTE son considerablemente superiores a las evaluadas en BQT. Con los niveles de dosis recibidas en testículos y el tiempo de seguimiento de los pacientes, no se han encontrado variaciones significativas hormonales ni citogenéticas. Todos los pacientes conservaron eyaculación y potencia sexual. Es necesario mayor número de casos y tiempo de seguimiento para establecer si existe relación entre las dosis absorbidas en testículos y las alteraciones seminales en pacientes tratados con radioterapia.

Bibliografía

- [1] Rueda J.R., Lecumberri D., Casquero F., Pereira J.G. y Escobal V. La efectividad y seguridad de los distintos tratamientos del cáncer de próstata. Investigación comisionada. Vitoria-Gasteiz. Dpto Sanidad. Gobierno Vasco, 2002. Informe nº: Osteba D-02-06.
- [2] Howell, R.M., et al., Methodology for determining doses to in-field, out-of-field and partially in-field organs for late effects studies in photon radiotherapy. *Phys Med Biol*, 2010. 55(23): p. 7009-23.
- [3] Reft, C.S., et al. The energy dependence and dose response of a commercial optically stimulated luminescent detector for kilovoltage photon, megavoltage photon, and electron, proton, and carbon beams. *Med Phys*, 2009. 36(5): p. 1690-9.

UN SISTEMA DE AYUDA A LA DECISIÓN PARA SELECCIONAR PLANES DE TRATAMIENTO EN RADIOTERAPIA

Núñez L1, Alfonso JCL2 y Herrero MA2

¹Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario Puerta de Hierro, Madrid.

²Departamento de Matemática Aplicada, Facultad de Matemáticas, Universidad Complutense. Madrid.

Correspondencia: lnunez.hpth@salud.madrid.org

Palabras clave: histogramas dosis volumen, distribuciones dosis, cuantificación, comparación, radioterapia

Introducción y objetivos

Los planes de tratamiento radioterapicos (distribuciones de dosis) para tratar a un paciente son seleccionados por los radiofísicos en colaboración con los médicos, de entre un cierto número de alternativas, calculadas por medio de un sistema computarizado de planificación, que deben satisfacer unas restricciones establecidas en las prescripciones clínicas del tratamiento. Actualmente la elección está en buena medida basada en la experiencia y destreza de los profesionales y se trata de encontrar un procedimiento que permita realizar esta selección de la forma más objetiva posible. En este trabajo se propone un procedimiento cuantitativo para comparar y evaluar planes de tratamiento, basado exclusivamente en los histogramas dosis volumen de cada distribución de dosis tentativa, sea cual sea la técnica o tipo de radiación utilizados y sea cual sea la localización del tumor. El procedimiento solo considera aspectos exclusivamente físicos como es la dosis absorbida en los diferentes volúmenes puestos en juego en los tratamientos.

Material y métodos

La valoración de las diferentes opciones de tratamiento expresadas como distribuciones de dosis, es realizada por medio de una combinación de términos (DDI) relacionados con el cubrimiento del tumor, los órganos de riesgo y la irradiación del tejido sano, extraídos de los histogramas dosis-volumen de cada planificación tentativa. El procedimiento ha sido evaluado retrospectivamente sobre 30 casos y está en fase de evaluación prospectiva.

$$DDI_i = w_T \cdot I_{Ti} + w_O \cdot I_{Oi} + w_H \cdot I_{Hi}$$

Donde:

DDI es el Índice de la Distribución de Dosis

$w_T \cdot I_{Ti}$ es el término que da cuenta de la eficiencia en la irradiación del tumor (PTV), ponderado en relación con los otros términos de la combinación.

$w_O \cdot I_{Oi}$ es el término que da cuenta de la irradiación de todos y cada uno de los órganos de riesgo i , ponderado en relación con los otros términos de la combinación.

$w_H \cdot I_{Hi}$ es el término que da cuenta de la irradiación del tejido sano, ponderado en relación con los otros términos de la combinación.

Resultados y discusión

Los resultados de la validación del procedimiento sobre 30 casos retrospectivos, si es elegida una adecuada combinación de factores de ponderación resulta altamente satisfactoria 29 sobre 30. Si se considera el mismo grado de importancia para cada volumen o término del DDI ($w_T = w_O = w_H = 1$), el grado de coincidencia entre el mejor valor DDI calculado con el del tratamiento aplicado fue de 17 sobre 30. El resto de los 13 casos discrepantes fue debido a que el tratamiento elegido fue más conservador en relación con los órganos de riesgo que los otros 17 casos. Dadas las características retrospectivas del estudio, es por lo que se está realizando en la actualidad uno prospectivo.

Conclusiones

Se propone un sistema de ayuda a la decisión, el cual consiste en una combinación de términos (DDI) asociados a los volúmenes tumorales, de los órganos de riesgo y del tejido sano irradiados, extraídos de los HDVs de cada uno de estos volúmenes. La evaluación del procedimiento ha sido realizada sobre 30 casos retrospectivos con un resultado considerado en principio satisfactorio, estando actualmente en fase de evaluación prospectiva. Este DDI solo depende de valores físicos, al depender solo de los HDVs, pero podrá ser extendido su uso si las distribuciones de dosis son transformadas a nivel radiobiológico y los histogramas correspondientes son utilizados. Adicionalmente el procedimiento puede ser utilizado para comparar diferentes técnicas de tratamiento realizadas incluso con diferentes tipos de radiación.

Bibliografía

- [1] A novel conformity index for intensity modulated radiation therapy plan evaluation Fion W. K. Cheung and Maria Y. Y. Law. Med. Phys. 39, 5740 (2012)
- [2] Systematic measurements of whole-body dose distributions for various treatment machines and delivery techniques in radiation therapy. Roger A. Hälga) and Jürgen Besserer. Med. Phys. 39 (12), December 2012.
- [3] The dependence of optimal fractionation schemes on the spatial dose distribution
- [4] Jan Unkelbach, David Craft, Ehsan Salari, Jagdish Ramakrishnan, and Thomas Bortfeld1
- [5] Phys. Med. Biol. 58 (2013) 159–167

EVALUACIÓN DE LA DOSIS RECIBIDA POR PACIENTES CON MARCAPASOS QUE HAN RECIBIDO TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA EXTERNA

Rodríguez Alarcón C, Carrasco Herrera MA, Vicent Granado D, Gutiérrez Ramos SM y Herrador Córdoba M

UGC Radiofísica. H.U. Virgen del Rocío. Sevilla.
 Correspondencia: cesrodal@gmail.com

Palabras clave: Radioterapia, Dosimetría, EBT2

Introducción y objetivos

A consecuencia del aumento de edad de la población, la probabilidad de que portadores de marcapasos sean sometidos a tratamientos de radioterapia externa aumenta, por lo que es necesario tener en cuenta este factor a la hora de planificar este tipo de tratamientos [1]. Numerosos estudios tanto “in vitro” como “in vivo” se han realizado para determinar la tolerancia de este tipo de dispositivos, estimando el límite de dosis en la mayoría de ellos no superior a 2 Gy [2], si bien los nuevos dispositivos con tecnología de transistores CMOS los hacen más sensibles a las radiaciones ionizantes. De todos los pacientes tratados en nuestro centro, durante el periodo comprendido entre 2011 a inicio de 2013, seis eran portadores de marcapasos, de los cuales dos de ellos recibieron tratamiento para próstata, un tercero de un sarcoma en la zona inguinal y los otros tres fueron un sarcoma en la zona del mediastino, mama y laringe.

El objetivo de este estudio es estimar con el sistema de planificación, TPS, la dosis que recibiría el marcapasos y su comparación con la dosis que recibe durante el tratamiento una película radiocrómica EBT2 situada en la zona donde este se encuentra ubicado.

Material y métodos

Para los pacientes portadores de este tipo de dispositivo, en el sistema de planificación ONCENTRA MASTER PLAN, se contornea como órgano de riesgo el marcapasos, y se le asigna densidad de agua, de forma que se puede estimar la dosis que recibiría. Durante el tratamiento al paciente se le coloca un trozo (4x5 cm²) de película EBT2 sobre la zona donde está situado y sobre esta se pone un bolus de 3 mm de espesor para simular piel. Una vez realizado el tratamiento se analiza la dosis que recibe la película y se compara con la obtenida del sistema de planificación.

Resultados y discusión

De los siete pacientes estudiados, para los pacientes de próstata y sarcoma (zona inguinal), debido a la distancia existente entre la ubicación del marcapasos y la zona a tratar, así como a las limitaciones del sistema de planificación para obtener las dosis a esas distancias, la comparación no es fiable, pero si nos es de utilidad para estimar la dosis dispersa que llega a la zona.

Para el sarcoma en la zona del mediastino, mama y laringe, si se ha realizado la comparación entre la dosis que da el planificador y la obtenida por la película radiocrómica, esta última es analizada utilizando el programa de libre distribución DoseLab. Los resultados obtenidos son los siguientes:

Tipo de tratamiento	Dosis película EBT2 (Gy)	TPS (Gy)	Diferencia %
Próstata (74 Gy)	0,04	N/A	N/A
Próstata (74 Gy)	0,05	N/A	N/A
Sarcoma zona inguinal (36 Gy)	0,06	N/A	N/A
Mama (30 Gy)	0,41	0,36	12%
Sarcoma zona mediastino (36Gy)	1,4	1,3	7%
Laringe (34 Gy)	0,32	0,46	13%

Conclusiones

Los resultados obtenidos por ambos métodos empleados en la obtención de la dosis absorbida por el marcapasos, muestran unas diferencias aceptables, permitiendo el uso de la película radiocrómica tanto para la estimación de la dosis dispersa en el caso de grandes distancias, como para su uso como método alternativo o redundante al sistema de planificación.

Bibliografía

- [1] Report 45 AAPM. Marbach J.R., Sontag M.R., Van Dyk J., Wolbarst A.B.
- [2] Effect of radiation therapy on the latest generation of pacemakers and implantable cardioverter defibrillators: A systematic review. Hudson F, Coulshed D., D'Souza E, Baker C. Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology. Volume 54, Issue 1, page 53-61, February 2010

DETERMINACIÓN DE LA ATENUACIÓN DEBIDA A LA MESA DE TRATAMIENTO EN FUNCIÓN DEL ÁNGULO DE GANTRY PARA EL SISTEMA DE VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DELTA4

Linares Doblado R, Mateo Rodriguez B y Perucha Ortega M

Servicio de Radiofísica. Hospital Infanta Luisa. Sevilla.
Correspondencia: radiofisica@infantaluisa.com

Palabras clave: IMRT, control de calidad

Introducción y objetivos

Cuando se aborda la verificación dosimétrica de tratamientos con nuestro sistema de QA Delta4 se observa un desplazamiento sistemático del histograma de dosis hacia valores menores que lo predicho por el planificador, para el caso de incidencias que interceptan la mesa de tratamiento. Este efecto es achacable a la absorción que se produce en este elemento interpuesto entre el haz y nuestro maniquí, que no es tenido en cuenta por el sistema de planificación. Es de suponer que el efecto dependerá también del tamaño de campo, pues es este parámetro el que determina a partir de qué angulación se empieza a interceptar la mesa de tratamiento. La solución óptima al problema de la absorción en la mesa sería incorporarla al sistema de planificación como una estructura más, pero no todos los planificadores incorporan esta funcionalidad. Como solución alternativa aproximada, el presente trabajo evalúa mediante medidas en el propio sistema el efecto mencionado, con el objetivo de obtener una tabla de absorción vs. ángulo de gantry, para distintos tamaños de campo que se empleará para corregir los valores de dosis registrados por el sistema de QA. Se investiga el efecto de las correcciones en los histogramas de dosis y gamma.

Material y métodos

Para las medidas empleamos el siguiente equipamiento:

- LINAC Elekta Axesse 6 MV con MLC Beam Modulator
- Mesa HexaPod Evo
- Sistema de QA Delta4; maniquí de PMMA; 1069 diodos tipo p
- Sistema de planificación CMS Monaco 2.03

Para determinar la absorción debida a la mesa, medida por los diodos del sistema, se efectúan disparos de 20 UM con un campo cuadrado de 10.4 cm de lado, con el maniquí totalmente centrado lateralmente en la mesa, con incidencias de gantry en intervalos de 5°. La dosis se evalúa como el promedio de las lecturas de los 5 diodos centrales. La absorción se determina como el cociente entre las medidas de dosis registradas para una incidencia y su opuesta. Esto implica suponer que, en ausencia de mesa, la tasa es invariante bajo giro de gantry, lo cual es cierto dentro de menos de un 1%, como se determinó al establecer el ERI. Es de esperar que exista dependencia de la curva absorción vs. ángulo con el tamaño de campo empleado para su determinación, principalmente en angulaciones ligeramente por debajo de las incidencias laterales. De manera que, a mayor tamaño de campo, por ejemplo, la angulación a la que empieza a interceptarse la mesa será más cercana a la incidencia lateral. Se investiga este aspecto repitiendo las medidas con campos cuadrados de lado 2.4 cm y 4.8 cm, elegidos como más representativos del tipo de tratamientos que se llevan a cabo en esta unidad.

Hay que tener en cuenta que el software de Delta4 aplica factores de corrección - en función del ángulo de gantry - que eliminan la dependencia direccional de los diodos, así como correcciones por tamaño de campo. El software obtiene el valor del ángulo, bien del plan de tratamiento (en el caso estático) o bien del inclinómetro acoplado a la cabeza (en caso dinámico -VMAT-). El tamaño de campo se obtiene del plan de tratamiento. Por tanto, para nuestras medidas, es necesario crear y exportar al sistema un plan de tratamiento estático que incluya campos con las mismas angulaciones y tamaños con que se medirá, de manera que los factores de corrección se apliquen correctamente y determinemos exclusivamente diferencias debidas al efecto de la mesa. [1],[2] Se estudia el efecto de aplicar estas correcciones a 2 tratamientos de IMRT en distintas localizaciones: próstata y cerebro. Para ello se obtienen y comparan los histogramas de dosis y gamma con y sin corrección.

Resultados y discusión

La transmisión promedio determinada en nuestro sistema se encuentra en torno a un 2 - 2.8% para los tamaños de campo estudiados. Las diferencias en la absorción entre los distintos tamaños de campo son más notables en las incidencias donde la atenuación es máxima (120° y 235°) y mínima (180°). El efecto de aplicar estas correcciones es más notable en el histograma de diferencias de dosis que en el de la matriz gamma. En todos los casos se obtiene una mejora neta en ambos histogramas al aplicar los factores calculados. El porcentaje de mejora en los histogramas mencionados se sitúa en valores promedio del 2.5% en el caso de la distribución de dosis y del 1.5% en la matriz gamma, para los tratamientos analizados. La dependencia con el tamaño de

campo es poco apreciable para los tamaños estudiados, si bien se hace más notable en los campos cercanos a 120°, 235° y 180°. Un error en la elección de los factores adecuados –especialmente en estas angulaciones- puede llevar a resultados erróneos. Por tanto estos factores deben usarse con cuidado, y analizar su efecto sobre la distribución.

Conclusiones

Se ha determinado la curva de absorción debida a la mesa de tratamiento determinada por el sistema Delta4, en función del ángulo de gantry, para distintos tamaños de campo. Cuando empleamos el sistema para verificar nuestros tratamientos, el uso de estos factores, aplicados coherentemente, tienen como efecto neto una mejora en el histograma de dosis y de valores de gamma. No obstante, la solución óptima sería poder incorporar la mesa del tratamiento en el sistema de planificación.

Bibliografía

- [1] Vladimir Feygelman, Kenneth Forster, Daniel Opp and Görgen Nilsson. Evaluation of a biplanar diode array dosimeter for quality assurance of step-and-shoot IMRT. *J Appl Clin Med Phys.* 2009;10(4):64–78.
- [2] Bedford, James L. et al Evaluation of the Delta4 phantom for IMRT and VMAT verification. *Phys Med Bio.* 2009;54(9):N167–N176.

VERIFICACIÓN DEL ISOCENTRO DE RADIACIÓN UTILIZANDO UN SISTEMA ELECTRÓNICO DE IMAGEN PORTAL

Merino Gestoso JA, Portas Ferradás BC, Rosa Menéndez P, Chapel Gómez ML, Fernández Cerezo S y Vázquez Varela P

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Nuestra Señora de la Candelaria. Santa Cruz de Tenerife.
Correspondencia: merino721@gmail.com

Palabras clave: Isocentro, Maniquí, EPID

Introducción y objetivos

Con la implantación cada vez más generalizada de radiocirugía en los hospitales y el aumento de tratamientos de radioterapia estereotáxica se hace necesario un sistema que nos permita verificar el isocentro de radiación de manera precisa y rápida. Puesto que hoy en día no se concibe ninguna unidad de tratamiento de teleterapia sin sistema de imagen portal (EPID) estos se presentan como una alternativa muy útil a las películas radiocrómicas (y mucho más barata) dada la facilidad de adquisición de las imágenes, almacenamiento y posterior análisis. En este trabajo presentamos un procedimiento optimizado para la verificación del isocentro de radiación con respecto al giro de gantry y al giro isocéntrico de mesa de dos aceleradores SIEMENS, ONCOR y ARTISTE con un maniquí desarrollado en nuestro servicio y analizando las imágenes adquiridas del mismo con los EPID de cada uno de los equipos.

Material y métodos

Las medidas se han realizado en un acelerador SIEMENS ONCOR con un EPID OPTIVUE 1000ST y un acelerador SIEMENS ARTISTE con un EPID OPTIVUE 1000ART, ambos con un área activa de $41 \times 41 \text{ cm}^2$ y un tamaño de píxel de $0.4 \times 0.4 \text{ mm}^2$. En ambos casos se utilizó un haz de 6 MV para adquirir las imágenes con una distancia fuente-detector (DFD) de 145 cm manteniendo todas las correcciones automáticas activas. Para la realización del trabajo, se ha desarrollado un maniquí consistente en un soporte de material radiotransparente y una varilla fina y recta de un material radiopaco, de tal manera que la varilla se coloque sobre el soporte con una determinada inclinación, en este caso se eligió 45° de inclinación con respecto a la vertical. El maniquí se coloca en la mesa de manera que la dirección de la varilla quede perpendicular al plano de giro del gantry y se posiciona con la ayuda de los láseres de centraje de manera que el isocentro mecánico esté centrado en la varilla. Para verificar el isocentro de radiación del gantry, se adquieren imágenes del maniquí para diferentes ángulos de gantry (cada 30°) y para el isocentro de radiación de la mesa, se adquieren imágenes del maniquí girando la mesa cada 20° , de manera que la varilla se proyectará con diferentes ángulos sobre el EPID. Las imágenes se procesan con la ayuda de un plugin del software ImageJ, creado por los autores. El procesado consiste en magnificar el contraste de cada imagen obtenida y posteriormente sumarlas. Se realizaron varias medidas para comprobar la reproducibilidad de los resultados obtenidos. Para validar el método se compararon los resultados con los obtenidos con películas radiocrómicas, para lo que se irradiaron películas Gafchromic modelos RTQA-2 y EBT-2 para obtener una estrella de acuerdo con el procedimiento descrito en [1]. Estas películas se digitalizaron con un escáner EPSON EXPRESSION 10000XL. Tanto las películas radiocrómicas como las imágenes obtenidas con el EPID fueron analizadas con el software de PTW IsoCheck.

Resultados y discusión

En la tabla 1 se presentan comparativamente los resultados que proporciona el software de análisis automático IsoCheck utilizando los parámetros “radio del círculo del isocentro” y “distancia media de los diferentes haces al isocentro” para las películas radiocrómicas y para las imágenes obtenidas con el EPID, tanto para la verificación del isocentro con respecto al giro de gantry como al giro isocéntrico de mesa. Las diferencias obtenidas entre ambos métodos son debidas a pequeños errores en el posicionamiento y a incertidumbres que introduce el software de análisis. La precisión del nuevo método viene dada por el tamaño de píxel proyectado sobre el plano del isocentro (0.275 mm), la cual es compatible con la tolerancia del radio del círculo del isocentro que es de 1 mm en el caso de radioterapia conformada 3D y 0.5 mm en el caso de radiocirugía [1].

	ARTISTE		ONCOR	
Verificación del isocentro respecto al giro de gantry				
	Radio ISO (mm)	Distancia media al ISO (mm)	Radio ISO (mm)	Distancia media al ISO (mm)
EPID	0.2	0.1	0.2	0.2
EBT2	0.2	0.1	0.2	0.1
RTQA2	0.1	0.1	0.1	0.1
Verificación del isocentro respecto al giro isocéntrico de mesa				
	Radio ISO (mm)	Distancia media al ISO (mm)	Radio ISO (mm)	Distancia media al ISO (mm)
EPID	0.5	0.4	0.4	0.3
EBT2	0.1	0	0.6	0.6
RTQA2	0.2	0.1	0.4	0.4

Tabla 1. Verificación del tamaño del isocentro de radiación obtenido con los diferentes métodos en cada uno de los aceleradores utilizados.

Conclusiones

Se ha desarrollado un método para la verificación del isocentro de radiación con respecto al giro del gantry y de la mesa que ofrece resultados compatibles con los obtenidos con las técnica estándar, basada en la adquisición de imágenes con película, y que reduce significativamente el tiempo dedicado al análisis y elimina el gasto en película cuando el acelerador dispone de EPID.

Bibliografía

[1] “Physics aspects of quality control in radiotherapy”, IPEM Report 81, editado por Mayles P, Lake R, McKenzie A, Macaulay E, Morgan H, Jordan T y Powley S. Reino Unido, 1999.

COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA ENTRE UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN Y PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EBT2 EN TRATAMIENTOS DE BRAQUITERAPIA SUPERFICIAL DE ALTA TASA

Gutiérrez Ramos SM, Carrasco Herrera MA, Vicent D, Rodríguez C y Herrador M

U.G. Radiofísica. H.U. Virgen del Rocío. Sevilla.

Correspondencia: silvana2025@hotmail.com

Palabras clave: Braquiterapia, dosimetría, EBT2

Introducción y objetivos

La mayoría de los sistemas de planificación de braquiterapia se encuentran limitados en el cálculo de dosis en situaciones especiales de heterogeneidades. Los valores de las funciones del TG-43 se suelen obtener mediante métodos Monte Carlo, simulando la fuente en una esfera de agua de 15 cm de radio, los sistemas de planificación recogen estos valores, y su cálculo se limita a interpolar y superponer los puntos de cálculo considerados. El objetivo de este trabajo es estudiar una situación en la que a priori, la exactitud del cálculo del planificador puede estar limitada, un tratamiento de braquiterapia superficial. Se ha comparado la dosis obtenida con el planificador con la obtenida con película radiocrómica EBT2.

Material y métodos

La fuente utilizada es la fuente de alta tasa Varisource VS2000 modelada en el planificador Eclipse v10.0 (ambos de Varian Medical Systems Inc., Palo Alto, CA). Sobre el planificador se realizaron dos tratamientos sobre una lesión rectangular superficial. El primero de ellos utilizando un solo aplicador con una única posición de la fuente centrada en la lesión. Para el segundo tratamiento se utilizaron tres aplicadores colocados paralelos y equidistantes. En este último las fuentes fueron colocadas en distintas posiciones con el fin de conformar las isodosis a la lesión rectangular. Para la verificación del primer tratamiento se colocó el catéter sobre la película y sobre 10 cm de PMMA obteniéndose una distribución de dosis en el plano transversal de la película. Para el segundo tratamiento se diseñó un aplicador con los tres catéteres dispuesto de la misma manera que se simuló en el planificador para evitar errores en la colocación. La verificación con películas se llevó a cabo de la misma manera que el tratamiento anterior. En este caso se midió también la distribución de dosis en un plano sagital y frontal.

Resultados y discusión

Se realizó una comparación entre la dosis planificada y la medida sobre la película en distintos puntos y en distintos planos para el segundo tratamiento.

Tratamiento 1			
Plano Transversal			
Posición (cm)	Dosis planificada (Gy)	Dosis medida (Gy)	Diferencia (%)
3,00	0,46	0,42	-9,5
2,50	0,66	0,57	-15,8
2,00	1,01	0,83	-21,7
-2,00	1,01	0,88	-14,8
-2,50	0,66	0,60	-10,0
-3,00	0,46	0,44	-4,5
Tratamiento 2			
Plano Transversal			
Posición (cm)	Dosis planificada (Gy)	Dosis medida (Gy)	Diferencia (%)
4,00	0,78	0,87	10,3
3,00	1,25	1,40	10,7
2,00	2,52	3,19	21,0
0,00	4,14	3,65	-13,4
-2,00	2,47	2,37	-4,2
-3,00	1,11	1,04	-6,7
-4,00	0,69	0,7	1,4
Plano Sagital			
Posición (cm)	Dosis planificada (Gy)	Dosis medida (Gy)	Diferencia (%)
-1,00	3,07	2,30	-33,5
-1,50	1,89	1,46	-29,5
-3,00	0,87	0,73	-19,2
-6,50	0,3	0,25	-20,0
-9,50	0,15	0,12	-25,0
Plano Frontal			
Posición (cm)	Dosis planificada (Gy)	Dosis medida (Gy)	Diferencia (%)
-1,00	3,07	2,29	-34,1
-1,50	1,89	1,46	-29,5
-3,00	0,87	0,69	-26,1
-6,50	0,3	0,25	-20,0
-9,50	0,15	0,12	-25,0

Conclusiones

La dosis obtenida por el planificador para tratamientos de braquiterapia superficial puede estar subdosificada de forma importante, es necesario por tanto, realizar una medida redundante de dosis con otro sistema dosimétrico para valorar estas diferencias.

Bibliografía

[1] Angelopoulos, P. Baras, L. Sakelliu. "Monte Carlo dosimetry of a new 192Ir high dose rate brachytherapy source". Med. Phys. 2000; 27 (11):2521-2527

DOSIS AL PERSONAL DE HOSPITALIZACIÓN EN EL TRATAMIENTO DE PACIENTES DE BRAQUITERAPIA OFTÁLMICA CON I-125

Terrón León JA, Gómez Palacios M, Moreno Reyes JC y Perales Molina A

Servicio de Radiofísica. Hospital U. V. Macarena. Sevilla.
 Correspondencia: jose.terrón.sspa@juntadeandalucia.es

Palabras clave: Braquiterapia Oftálmica, melanoma coroideo, I-125

Introducción y objetivos

La Braquiterapia Oftálmica es una de las opciones conservadoras en el tratamiento de tumores intraoculares (melanoma, retinoblastoma, hemangioma). La técnica se lleva a cabo con una gran variedad de isótopos, siendo los más empleados el ^{106}Ru y el ^{125}I . En general se utiliza el primero de ellos cuando el ápex tumoral es menor de 5 mm y el segundo para el resto de tumores hasta un valor de 10 mm de altura del ápex. La implantación de la técnica requiere del establecimiento de protocolos dosimétricos y de verificación adecuados así como la evaluación de los riesgos radiológicos en pacientes, familiares y personal. El corto alcance de la radiación de los isótopos utilizados hace que, en general, no sean necesarias medidas importantes para la reducción de la dosis a familiares y personal¹. La atención de estos pacientes, sin embargo, se lleva a cabo por personal que no está clasificado como profesionalmente expuesto, por lo que la percepción del riesgo es, habitualmente, mayor del que realmente existe. Esto, asociado al hecho de que cada vez es mayor el número de pacientes atendidos sometidos a procedimientos con radiaciones (técnicas de ganglio centinela, aumento del número de estudios de Medicina Nuclear en pacientes hospitalizados), hace que cada vez sea más importante la formación e información de este personal. El objetivo de este trabajo, por tanto, ha sido la evaluación de los niveles de dosis que puede recibir el personal de enfermería en la atención a pacientes de Braquiterapia Oftálmica tratados con ^{125}I a partir de medidas realizadas sobre los mismos, evaluando así, de manera experimental, la seguridad del puesto de trabajo siguiendo las normas de PR establecidas para estos tratamientos.

Material y métodos

La unidad de Braquiterapia Oftálmica comenzó a funcionar en el año 2006, incorporándose los tratamientos con ^{125}I en el año 2010. Hasta la fecha se han tratado 156 pacientes (130 con ^{106}Ru y 26 con ^{125}I). En el caso de los tratamientos con ^{125}I se han establecido unas recomendaciones para personal y familiares que se podría resumir en el mantenimiento de una distancia de 1m siempre que sea posible (sobre todo para los familiares) y sin que esto suponga un menoscabo en la atención al paciente. La evaluación experimental de los niveles de dosis se ha realizado colocando un dosímetro de investigación (de los suministrados por el CND) en la cabecera de la cama del paciente en el lado del ojo en el que se ha realizado el implante. En esta posición el dosímetro se encuentra a una distancia media de la fuente de 20 cm. El dosímetro se ha colocado en 22 de los 26 pacientes tratados. En uno de los casos se perdió el dosímetro y no se dispone de la lectura del último de ellos, por lo que el total de casos analizados es de 20. La dosis al personal se puede estimar mediante la expresión²:

$$D = I_m t = I_m H_L D_L F_j \quad (1)$$

Donde D es la dosis al personal de enfermería debido a los pacientes con implante radiactivo, I_m es la tasa de dosis media y t el tiempo total de exposición en un año. H_L es el número de horas de la jornada de trabajo, D_L es el número de días de trabajo al año y F_j es un factor de corrección que considera la fracción de la jornada laboral que el personal está atendiendo al paciente. Este último se puede descomponer en otros dos, por un lado la fracción F de la jornada que el personal de enfermería dedica a cada paciente y la fracción F_p que indica la relación del número de pacientes con implante con respecto al total.

Resultados y discusión

Los valores medios, mediana, máximo y mínimo para los tiempos de tratamiento, dosis y tasa de dosis profunda y superficial se presentan en la Tabla 1.

	T (horas)	D prof. (μSv)	Tasa D. prof. ($\mu\text{Sv/h}$)	D. sup (μSv)	Tasa D sup ($\mu\text{Sv/h}$)
Promedios:	143,82	736,84	6,26	915,79	7,99
Mediana	135,85	300,00	1,78	300,00	1,71
Máximo	328,83	3000	33,93	4000	45,24
Mínimo	30,03	0,00	0,00	0,00	0,00

En el caso de los familiares (la recomendación es estar a más de 1 m, pies de la cama), la dosis promedio sería inferior a 30 μSv , siendo en un solo caso superior a 100 μSv , por lo que las recomendaciones establecidas serían suficientes para los familiares. Utilizando la ecuación (1) para la estimación de dosis al personal, se tomarían los valores: $H_L * D_L = 1645$ horas (jornada anual), $F = 1/30$ (el área de hospitalización tiene 30 camas y se supone que el tiempo de atención a los pacientes se reparte por igual) y $FJ = 15/30$ (el número máximo de pacientes tratados al año es de 30, de los cuales la mitad es tratado con ^{125}I , y se considera una ocupación completa de la planta de hospitalización). Con estos valores y al sustituir en la ecuación, la dosis efectiva anual que recibiría el personal de enfermería sería de 172 μSv y una dosis superficial de 219 μSv .

Conclusiones

Las medidas obtenidas son coherentes con las estimaciones realizadas en la memoria de la instalación y garantizan que las normas de protección radiológica establecidas para el personal y familiares son adecuadas para minimizar los riesgos de exposición a la radiación. La explicación y presentación de los resultados obtenidos tras este estudio a los trabajadores, facilitará a estos una percepción del riesgo radiológico en su puesto de trabajo más acorde con la realidad, con lo que ello implica en cuanto a la mejora de la atención a los pacientes al no estar mediatizado por el temor a los posibles efectos adversos de la radiación.

Bibliografía

- [1] Laube T., Flühs D., Kessler C. y Bornfeld N. Determination of Surgeon's absorbed dose in Iodine 125 and Ruthenium 106 ophthalmic plaque surgery. *Ophthalmology*. 107(2):366-368, 2000.
- [2] Gómez Palacios M., Terrón J.A., Domínguez P., Vera D.R. y Osuna R.F. Radiation doses in the surroundings of patients undergoing Nuclear Medicine diagnostic studies. *Health Phys.* 89(S2):S27-S34, 2005.

IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DOSIMÉTRICO BASADO EN DETECTORES DE $Al_2O_3: C$ Y SU USO EN RADIOTERAPIA

Márquez P JF¹, Guzmán C CS², Picon Ch C² y Aymar A JA³

¹Facultad de Ciencias Físicas Universidad Nacional Mayor de San Marcos. Lima. Perú.

²Servicio de Física Médica. Radioncología SAC, Lima. Perú.

³Departamento de Dosimetría OSL. Nuclear Control SAC. Lima, Perú

Correspondencia: fis_guzman@yahoo.com.

Palabras clave: Radioterapia, dosimetría “in vivo”, OSL

Introducción y objetivos

La dosimetría “in vivo” es una etapa de un Programa de Garantía de Calidad (PGC), en el cual la dosis absorbida es medida durante la ejecución del tratamiento radioterapéutico donde el instrumento de medida es posicionado dentro o en la superficie del paciente [1,2]. La tecnología de la luminiscencia ópticamente estimulada, (OSL, optically stimulated luminescence) representa un gran avance en la detección de la radiación; tradicionalmente los detectores utilizados en los PGC en los tratamientos radioterapéuticos son: los detectores termoluminiscentes los cuales poseen complicaciones en los procesos de calentamiento (en la lectura y el blanqueado) y el hecho que elimina toda su información en el proceso de lectura [3]; los diodos los cuales poseen gran dependencia con la temperatura y la dirección del haz; los Mosfet (metal-oxide-semiconductor field effect transistors) los cuales no poseen los inconvenientes antes mencionado, sin embargo, tienen una vida media limitada [4]. Por ello, en este trabajo se plantea implementar un sistema dosimétrico alternativo, basado en la tecnología OSL de cristales de óxido de aluminio dopados con carbono, $Al_2O_3: C$ los cuales no poseen los inconvenientes de los detectores tradicionales aun mas poseen la ventaja de poder realizar procesos de re-lectura, permitiendo el almacenaje del detector como un registro de la dosis adsorbida entregada donde, ello puede ser reanalizado si es necesario [5,6].

Material y métodos

Los detectores fueron caracterizados según su: sensibilidad, reproducibilidad, linealidad con la dosis, dependencia energética, dependencia direccional, dependencia con la tasa de dosis, desvanecimiento de su señal, así como, la evaluación la caperuza de equilibrio electrónico para cada energía utilizada. Los detectores fueron calibrados para las energías de los haces de fotones de 1.25 MV a 18 MV, para haces de electrones de 5 a 12 MeV; para dosis entre 1 a 50 cGy y para 50 a 1500 cGy. De todo, ello se encontraran los factores para la calibración y corrección de la respuesta del $Al_2O_3: C$ [6-9]. El sistema dosimétrico fue aplicado dentro de PGC en Radioterapia, evaluando la dosis adsorbida entregada al volumen blanco en los tratamientos convencionales en teleterapia.

Resultados y discusión

Los resultados obtenidos para la caracterización fueron: reproducibilidad con incertidumbre en su respuesta menor a $\pm 2.8\%$, linealidad hasta 15 Gy con un coeficiente de $R^2 = 0.9997$, con una dependencia a la tasa de dosis menor al $\pm 2.1\%$, con una dependencia a la energía menor al $\pm 2.0\%$, con una dependencia direccional menor al $\pm 2.0\%$ y una descarga de su señal de 0.03% por lectura. Son calibrados para las energías de haces de fotones de 1.25 MV a 18 MV. Se han realizado evaluación de la dosimetría “in vivo” para tratamientos convencionales (Abdomen, pelvis, tórax, mama y cabeza), encontrándose valores dentro de los esperado $< 5\%$, encontrándose valores fuera de estas tolerancias que fueron investigadas y corregidas en el curso del tratamiento.

Conclusiones

Los resultados revelan que los dosímetro nanodot pueden ser empleados dentro de PGC el cual garantizara el óptimo tratamiento de los pacientes; también, el trabajo permite contribuir al desarrollo tecnologico y a la mejora de la cultura de seguridad radiologica del pais evitandose asi accidentes radiológicos.

Bibliografía

- [1] Bulur, E. An alternative technique for optically stimulated luminescence (osl) experiment. Radiation Measurements, Vol. 26, No. 5, pp. 701-709, 1996
- [2] Aznar, M. C. Real-time in vivo luminescence dosimetry in radiotherapy and mammography using Al₂O₃:C. Thesis for the Ph.D. degree University of Copenhagen, Denmark, July 2005, ISSN 0106-2840, ISBN 87-550-3450-0
- [3] Jamil Lambert, Tatsuya Nakano, Sue Law, Justin Elsey, David R. McKenzie, Natalka Suchowerska. In vivo dosimeters for HDR brachytherapy: A comparison of a diamond detector, MOSFET, TLD, and scintillation detector. Med. Phys. 34, May 2007 0094-2405
- [4] Per H. Halvorsen. Dosimetric evaluation of a new design MOSFET in vivo dosimeter. Medical Physics -- January 2005 -- Volume 32, Issue 1, pp. 110-117
- [5] Viamont, A.; Da Rosa, L.A.R.; Buckey, L.A.; Cherpak, A.; Cygler, J. E. Radiotherapy dosimetry using a commercial OSL system. Medical Physics. Vol. 35 No. 4, 1261-1266, 2008
- [6] Bøtter-Jensen, L. Development of Optically Stimulated Luminescence Techniques using Natural Minerals and Ceramics, and their Application to Retrospective Dosimetry. Thesis for the degree of Doctor Scientiarum (Doctor of Science) University of Copenhagen. Copenhagen, 7. September 2000. ISBN 87-550-2755-5, ISBN 87-550-2756-3 (Internet), ISSN 0106-2840.

SIMULACIÓN PREVIA DE IMPLANTES DE MAMA MEDIANTE LA TÉCNICA DE IRRADIACIÓN PARCIAL ACELERADA: ÍNDICES DE CUBRIMIENTO Y HOMEGENEIDAD

Moral Sánchez SC¹ de Paula Carranza B², Erzilbengoa M¹, Bragado Álvarez L¹ y Guisasola Berasategui A¹

¹Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Fundación Onkologikoa Fundazioa. San Sebastián.

²Servicio de Oncología Radioterápica. Fundación Onkologikoa Fundazioa. San Sebastián.

Correspondencia: smoral@onkologikoa.org

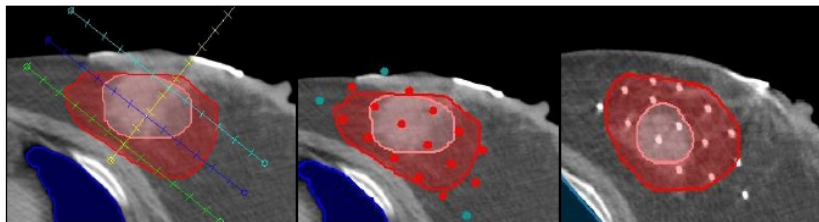
Palabras clave: Braquiterapia, Irradiación Parcial, DHI.

Introducción y objetivos

En este trabajo presentamos y evaluamos el proceso de pre-simulación que hemos elaborado a la hora de realizar tratamientos de Irradiación Parcial Acelerada de Mama. Simulación previa que nos va a permitir tener un mayor control de la localización de los catéteres respecto a la zona a irradiar. La bondad de dicho procedimiento es evaluada mediante índices representativos de la calidad del implante.

Material y métodos

A cada una de las cinco pacientes tratadas con esta técnica se les ha realizado un CT una semana antes de llevarse a cabo el tratamiento. Tras la delimitación de la zona a tratar se realiza una simulación del implante reconstruyendo los teóricos catéteres de la forma adecuada para conseguir la distribución dosimétrica óptima en cada caso. La reconstrucción es llevada a cabo en el planificador *Onconcentra Masterplan V4.1*, la unidad de tratamiento es un *microSelectron-V2* y los catéteres plásticos utilizados son OncoSmart de Nucletrón. El número de planos y catéteres es elegido en función del tamaño del PTV y la separación entre los mismos es de 16mm. Para reproducir en quirófano la distribución previamente simulada utilizamos unas plantillas para implantes mamarios con el mismo espaciado.



La pre-planificación ha de ser llevada a la práctica reproduciendo la posición y orientación de la plantilla respecto a datos anatómicos seleccionados de la paciente: cicatriz, pared costal y tatuajes en piel. Para ello va a ser imprescindible la imagen en 3D del teórico implante respecto a la cicatriz de la paciente, así como la distancia desde la línea media del plano de inserción a un tatuaje situado en la piel y la separación existente entre el plano más interior del implante y la pared costal. Una vez realizado el implante y tras la reconstrucción del mismo, se lleva a cabo la planificación haciendo uso de las herramientas de reconstrucción y activado de catéteres y de los distintos tipos de optimización de los que el planificador dispone. De los múltiples índices que se detallan en la literatura decidimos evaluar cuatro de ellos. Del Histograma Natural podemos obtener directamente los valores del *Uniformity Index* (UI) y el *Quality Index* (QI). Del Histograma Acumulativo obtenemos la información necesaria para calcular el *Dose Homogeneity Index* (DHI) y el *Conformal Index* (COIN), índices representativos de la homogeneidad del implante y de la conformación de la distribución entorno al PTV respectivamente.

Resultados y discusión

El número medio de catéteres implantados es de 13 (rango: 10-18). El volumen de PTV ha oscilado entre 41,6cc y 61,7cc con un promedio de 53,1cc. El valor medio del DHI obtenido ha sido de 0,66 (rango: 0,61-0,75). Los valores medios de la $V_{150\%}$ y $V_{200\%}$ del implante han sido 25,5cc (rango: 18,7-34,3cc) y 11,1cc (rango: 8,6-14,2cc) respectivamente. El COIN ha alcanzado un valor medio de 0,63 (rango: 0,52-0,71), con un tanto por ciento de cubrimiento de PTV promedio del 94% (rango: 92-96%). Del Histograma Natural hemos obtenido un UI medio de 1,46 (rango: 1,38-2,22) y un QI medio de 1,46 (rango: 1,30-1,68).

Conclusiones

Debido a la dificultad e importancia que representa la localización idónea de la zona a irradiar en un implante de mama mediante la técnica de Irradiación Parcial, pensamos que la pre-simulación del tratamiento que estamos empleando nos ayuda a obtener una buena distribución de los catéteres con respecto a la zona a tratar. Aunque nuestro número de pacientes es aún pequeño, los índices que nos permiten evaluar la calidad de nuestros implantes muestran estar de acuerdo con los valores que se describen en la literatura^{[1], [2], [3]}.

Bibliografía

- [1] Tibor Major, PhD, Georgina Fröhlich, PhD, Csaba Polgar, MD, PhD. Assessment of dose homogeneity in conformal interstitial breast brachytherapy with special respect to ICRU recommendations. Journal of Contemporary Brachytherapy 2011;3,3 150-155
- [2] Pilar M^a Samper Ots, M^a Teresa Murillo, Raúl Díaz Fuentes, José Luis Guinot. Consenso del grupo de la Sociedad Española de Oncología Radioterápica sobre Braquiterapia en cáncer de mama. Grupo de trabajo de la SEOR. Marzo 2010
- [3] Tibor Major, Csaba Polgár, János Fodor, András Somogyi, György Németh. Conformality and homogeneity of dose distributions in interstitial implants at idealized target volumes: a comparison between the Paris and dose-point optimized systems. Radiotherapy and Oncology 2002,103-111

IRRADIACIÓN HOLOCRAREAL CON BOOST INTEGRADO SIMULTÁNEO DE OLIGOMETASTASIS USANDO EXAFRAME Y EXASKIN CON VMAT-IGRT

Velázquez Miranda S¹, Montero Perea E² y Ortiz Seidel M³

¹Hospitales Universitarios Virgen del Rocío, Servicio de Radiofísica. Sevilla.

²Hospitales Universitarios Virgen del Rocío, Servicio de Radioterapia. Sevilla

³Hospital Universitario Virgen Macarena, Servicio de Radiofísica. Sevilla

Correspondencia: santiago.velazquez.miranda@gmail.com

Palabras clave: Hipofraccionamiento, Oligometástasis, VMAT, IGRT

Introducción y objetivos

El estudio RTOG 95-08[1] analizó la eficacia y toxicidad en pacientes con hasta 3 metástasis cerebrales de la radiocirugía estereotáctica (SRS) añadida a la irradiación holocraneal profiláctica (*Whole Brain Radiotherapy* o WBRT). Estudios posteriores han propuesto la combinación de WBRT con una sobreimpresión simultánea (SIB) en las oligometástasis en un esquema conocido como *Hypofractionated Stereotactic Radiotherapy* (HSRT). Se evalúa retrospectivamente la combinación de un esquema hipofraccionado de irradiación holocraneal (20Gy/ 5fr), con la inclusión de un SIB de 20Gy adicionales a las oligometástasis.

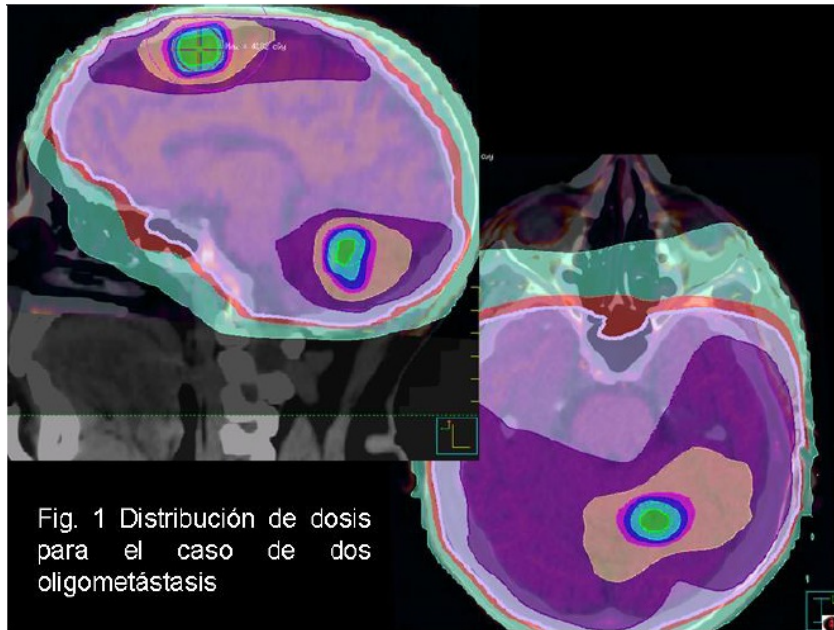
Material y métodos

El hipofraccionamiento extremo que se pretende aplicar a las oligometástasis (40Gy/5fr) obliga a una gran precisión en el contorno, diseño del tratamiento y posterior verificación y administración de éste.

Una adecuada inmovilización y simulación son indispensables. Para ello la máscara termoplástica estándar hasta hombros se complementa con una sub-máscara realizada con un bolus de alta densidad (eXaSkin, Anatomical Geometry) que aporta una mayor rigidez y precisión en el posicionamiento. Tras ello, y mediante el uso de un marco compatible con TC y RM denominado eXaFrame (Anatomical Geometry), se realizan los dos estudios con idéntica inmovilización del paciente e igual precisión: cortes axiales de 2mm de espesor. El esquema de dosis administrado corresponde al propuesto por Lagerwaard et al. [2]: [WBRT(20Gy)+SIBmts(40Gy)] / 5 frac (Fig. 1). El tratamiento se diseña para Arco-Terapia Volumétrica (VMAT, Elekta) en el sistema de planificación Pinnacle v.9.2 (Philips). Primeramente se plantea la irradiación profiláctica (WBRT) a partir de dos arcos de 178° a 60° y 300° a 182° que evitan la zona ocular. Los objetivos para el cerebro establecen que la dosis esté comprendida entre un máximo de 21Gy y un mínimo de 20Gy con una relación de pesos de 100 a 50. Para los ojos el objetivo es una dosis máxima de 10Gy con peso mínimo. Una vez que la planificación de la irradiación profiláctica ha sido optimizada los arcos correspondientes se fijan de forma que la siguiente optimización no los varíe. Finalmente, se aborda la irradiación de las metástasis (hasta un máximo de 3). Los volúmenes correspondientes a las metástasis se expanden 5mm y se obliga a que reciban una dosis comprendida entre 44Gy y 40Gy (relación de pesos de 100 a 50). Por otra parte para el volumen definido por el encéfalo menos la suma de los anteriores volúmenes se establece una dosis máxima de 30Gy y para el tronco cerebral de 23Gy. El tratamiento es verificado previamente a su aplicación mediante el uso del detector MatriXX en combinación con el programa Compass (iba). Finalmente, cada una de las fracciones se comprueba antes de su administración mediante la adquisición de un kV-CBCT con el sistema XVI (Elekta).

Resultados y discusión

Se han tratado hasta el momento un total de 15 pacientes. En ellos, las fusiones TC-RM realizadas con la inmovilización reforzada y mediante el marco compatible, arrojan una precisión en torno a 1mm. La corrección media aplicada con IGRT es de 1.35mm. No se han presentado problemas de toxicidad aguda (incluida depilación). El tiempo total empleado en el proceso, incluyendo contorno, diseño del tratamiento y verificación (sin considerar la curva de aprendizaje) se encuentra en torno a las 7 horas. Se comprueba cómo el sistema de inmovilización de máscara termoplástica reforzado con eXaSkin consigue una reproducibilidad muy alta de la posición del paciente. Por otra parte, el uso de un mismo marco para las adquisiciones TC y RM junto con una adecuada selección de los protocolos permite una fusión de imágenes de muy alta calidad para un adecuado contorno de la lesión y órganos de riesgo. Esta misma inmovilización permite la administración segura del tratamiento tras una verificación previa.



Conclusiones

La técnica descrita de profilaxis holocraneal hipofraccionada con boost simultáneo integrado presenta ventajas en cuanto a reducción del tiempo de tratamiento total, rápido efecto local sobre las oligometástasis y posible prevención de la aparición de nuevas metástasis craneales. El posible impacto en la supervivencia a largo plazo queda por determinar. En cualquier caso, esta técnica se presenta como una alternativa válida en cuanto a resultados clínicos y toxicidad a los tratamientos estereotáxicos estándares.

Bibliografía

- [1] Andrews DW, Scott CB, Sperduto PW, et al. Whole brain radiation therapy with or without stereotactic radiosurgery boost for patients with one to three brain metastases: Phase III results of the RTOG 9508 randomised trial. *Lancet* 2004;363:1665–1672.
- [2] Lagerwaard FJ, Van der Hoorn E, Verbakel W, et al. Whole-brain radiotherapy with simultaneous integrated boost to multiple brain metastases using Volumetric Modulated Arc Therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009;75:253–259.

CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA Y APLICACION CLÍNICA DE EXASKIN: BOLUS DE ALTA DENSIDAD PARA USO CON FOTONES

Ortiz Seidel M¹ y Velázquez Miranda S²

¹Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla.

²Virgen del Rocío. Servicio de Radiofísica. Hospitales Universitarios. Sevilla.

Correspondencia: monica.ortiz.seidel@gmail.com

Palabras clave: Bolus, Dosimetría, Radiocrómicas

Introducción y objetivos

Las nuevas técnicas en tratamientos en radioterapia exigen gran precisión en el cálculo y administración de dosis, primándose por comodidad y exactitud el uso de fotones sobre electrones. Ello hace necesario, en caso de lesiones superficiales, el uso de materiales tipo bolus. Tradicionalmente estos materiales equivalentes a agua presentan inconvenientes: problemas de colocación en superficies irregulares, cambios durante el tratamiento, falta de adherencia a la zona dando lugar a espacios de aire, etc. Todo ello deriva en incertidumbre en la administración de la dosis. En este trabajo estudia un nuevo tipo de bolus de alta densidad, denominado eXaSkin (Anatomical Geometry). Mezcla de dos componentes, da como resultado un material moldeable durante 2 minutos que se adapta a la superficie problema para después endurecer y quedar perfectamente colocado. Su densidad es de 1.6g/cm³, lo que permite trabajar con espesores variables, eliminando la zona de build-up del haz de fotones y permitiendo así una irradiación eficiente de la superficie. Se han evaluado las propiedades dosimétricas de dicho bolus por comparación de lo calculado en el sistema de planificación y lo medido con películas radiocrómicas. Se ha comprobado así mismo el efecto de la presencia de gaps de aire entre el bolus y el tejido mediante dosimetría con cámara de ionización. Así mismo se presentan varios casos clínicos en que ha sido usado con éxito.

Material y métodos

Se ha escogido la dosimetría con películas radiocrómicas EBT2 por la mayor sencillez del dispositivo experimental así como por la escasa dependencia con la energía que presentan lo que permite utilizarlas para medir curvas de rendimiento en profundidad^[1]. Para ello se realiza primeramente una calibración del lote de películas usado irradiando recortes en un maniquí de láminas de agua sólida en condiciones estándar para obtener dosis en el rango 0-600cGy. Se preservan en los recortes las orientaciones principales de la película (*portrait vs landscape*) así como de la cara superior-inferior. Seguidamente se realiza una dosimetría absoluta en iguales circunstancias para verificar las dosis administradas. Posteriormente se irradian recortes alargados en paralelo al eje del haz, con el propósito de extraer de ellos las curvas de rendimiento en profundidad (PDDs) para la situación sin y con bolus de 1cm de espesor. Tras un intervalo mínimo de 15h que permita completar el autorrevelado, se escanean los recortes en modo transmisión usando un escáner EPSON Expression X10000, en dirección *portrait*. Los recortes se escanean tres veces con el fin de minimizar la incertidumbre asociada al escáner y se extraen los valores de pixel correspondientes al canal rojo, que es el que presenta mayor sensibilidad. Igualmente se escanean tres veces cada uno de los recortes correspondientes a los PDDs, que se han realizado por triplicado. Se promedian los valores para disminuir las incertidumbres y finalmente se aplica la calibración. Por otra parte, se ha ideado recientemente un dispositivo para situar el bolus suspendido sobre una cámara plana tipo Roos en una cuba de agua, lo que nos permite medir la curva de rendimiento en profundidad. Se comparan para energía de 6MV, campo 10x10cm² y distancia fuente-superficie del agua de 100cm, tanto las curvas sin y con bolus como el caso de presencia de distintos gaps de aire entre éste y la superficie del agua.

Resultados y discusión

Las curvas obtenidas a partir de películas radiocrómicas muestran claramente cómo el bolus elimina la zona de build-up de los fotones de 6MV usados en este estudio. La concordancia de la curva de rendimiento medida con bolus con los cálculos obtenidos directamente del planificador demuestra que dicho material es calculable con precisión por éste (Fig. 1). Por otra parte, la comparación de las curvas de rendimiento ante la presencia de distintos gaps de aire muestra como para un campo intermedio de 10x10cm² y energía de 6MV, la dosis depositada en superficie tras este tipo de bolus es bastante menos sensible a la presencia de gaps de aire que los bolus tradicionales equivalentes a agua^[2], disminuyendo sólo un 4% para un gap de 3cm (Fig. 1). En cuanto a su aplicación práctica, eXaSkin ha sido utilizado con éxito por ahora en tres ocasiones que corresponden a un caso de tumor cerebral periférico que invadía hueso en una zona de difícil orografía, una recidiva de ca. de mama en pared costal y un carcinoma basocelular facial. Tras adquirir un TC ordinario se comprobó que ninguna técnica era capaz de cubrir adecuadamente la zona de interés, por lo que se planteó repetir el estudio tras hacerle un molde con eXaSkin. En todos los casos se dieron instrucciones para rellenar con gel ecográfico diariamente el espacio que pudiera quedar entre la piel y el molde. Se pretende en un futuro caracterizar de manera similar otro modelo de bolus de similares propiedades pero de densidad 1.3 g/cm³. Este material presentaría un comportamiento similar en cuanto a eliminación de build-up para fotones, con la ventaja de una menor atenuación.

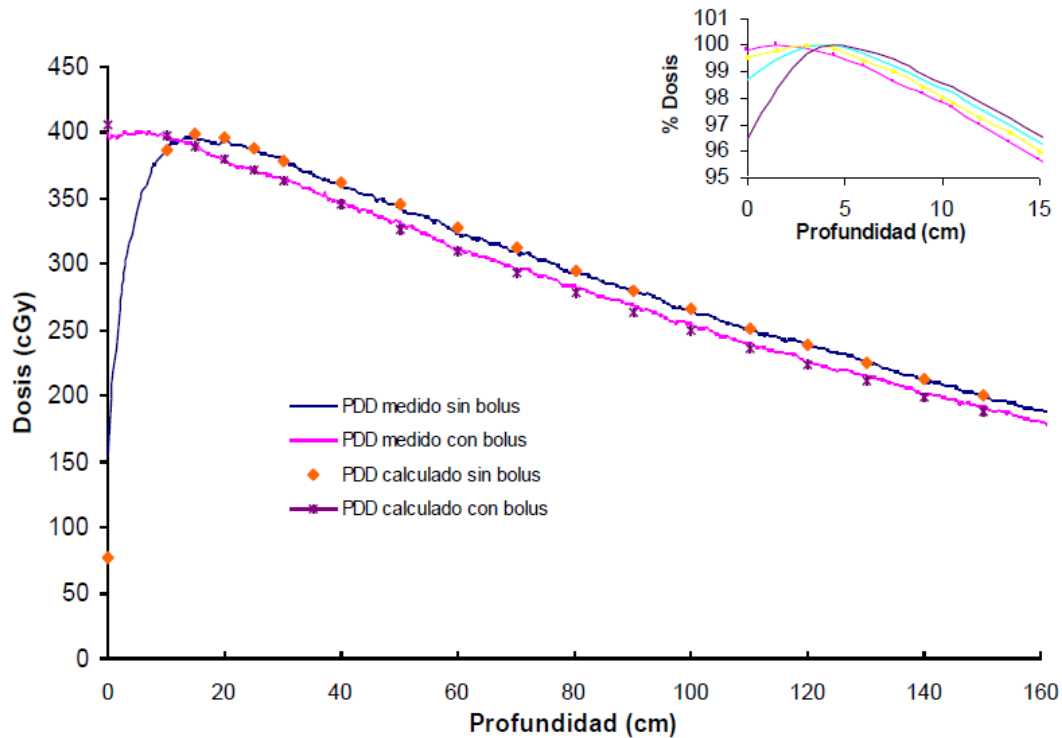


Fig.1 Comparación de curvas de dosis absoluta en profundidad con y sin bolus, medidas con película radiocrómica y calculadas con el sistema de planificación. En la esquina superior se muestra el efecto de la presencia de gaps de aire de 1, 2 y 3cm.

Conclusiones

El bolus de alta densidad eXaSkin de densidad 1.6 g/cm^3 se calcula correctamente en los sistemas de planificación, es fácil de utilizar y genera un acoplamiento óptimo con la zona de radiación, al mismo tiempo que resulta fácilmente reproducible en su colocación, evitando el uso de haces de electrones. Por otra parte su comportamiento varía muy levemente con la presencia de gaps de aire.

Bibliografía

- [1] Arjomandi B, Taylor R, Zhao L et al. EBT2 film as a depth-dose measurement tool for radiotherapy beams over a wide range of energies and modalities. *Med Phys* 2012;39:912-921.
- [2] Kong M, Holloway L. An investigation of central axis depth dose distribution perturbation due to an air gap between patient and bolus for electron beams. *Australas Phys Eng Sci Med* 2007;30:111-119.

PUESTA EN MARCHA DE UN MINIACELERADOR LINEAL PARA RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

Macías-Verde D, Yáñez-López D, Martí-Asenjo J, Sánchez-Carrascal M, Torres-Pozas S, Godoy-Cazorla JI, Madan-Rodríguez C y Martín-Oliva R

Servicio de Física Médica. Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín. Las Palmas de Gran Canaria.

Correspondencia: dmacver@gobiernodecanarias.org

Palabras clave: Radioterapia intraoperatoria.

Introducción y objetivos

Tras la adquisición de un miniacelerador lineal INTRABEAM[®] PRS 500 (Zeiss) para la aplicación de radioterapia intraoperatoria, y después de proceder a la realización de las pruebas de aceptación, se hicieron las medidas dosimétricas necesarias para la definición de su estado de referencia inicial y se desarrolló una hoja de cálculo alternativa para corroborar los tiempos de irradiación calculados por el sistema. Las características del haz de rayos X son: emisión puntual, distribución de dosis esférica alrededor del isocentro (punta emisora), brusco gradiente de dosis (aproximadamente $1/r^3$) en agua y precisión de la dosis depositada de ± 1 mm para el aplicador esférico de 40 mm de diámetro. En el caso del tratamiento con aplicadores esféricos de mama, terapia con la que se ha iniciado su utilización, el potencial de aceleración es de 50 kV y la corriente de 40 μ A. La dosis prescrita es de 20 Gy en una fracción única a la distancia determinada por la superficie del aplicador esférico utilizado. Los tratamientos típicos en este caso se sitúan entre los 20 y 50 minutos de irradiación continua. El tiempo de tratamiento depende exclusivamente de la dosis prescrita, de la profundidad del punto de tratamiento y del tamaño aplicador utilizado. La irradiación intraoperatoria se realiza en un quirófano blindado con 2 mm de plomo en todas sus paredes y puertas. El HVL de Intrabeam[®] para 50 kV y 40 μ A es de 0.64 mm de aluminio.

Material y métodos

Los componentes propios del equipo son: fuente de rayos X (XRS), consola de control, ordenador con software PRS 500, cámara de ionización plano-paralela PTW 23342 (0,02 cm³), cuba de agua específica, electrómetro PTW Unidos E, cámara de ionización plano-paralela PTW TN34013 (0,0053 cm³) y aplicadores esféricos de mama con diámetros 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45 y 50 mm, respectivamente. Además se precisó de una cámara de ionización portátil de la marca Fluke, modelo 451-P-DE-SI, para la dosimetría de área, y de un barómetro y un termómetro sumergible en agua para la corrección ambiental de las lecturas. La toma de datos para la caracterización inicial incluyó un perfil de dosis en profundidad en agua sin aplicador, los factores de aplicador para cada uno de los tamaños suministrados y diferentes profundidades en agua y la isotropía de la fuente de rayos X, sin y con aplicador. En el montaje experimental, la cámara PTW TN34013 se introdujo en el interior de la cuba de agua dentro de una de las dos capuchas impermeables montadas en ella. Una dispuesta para medidas en profundidad variando la coordenada vertical Z (eje de la aguja) y la otra para medidas de isotropía en el plano XY perpendicular a Z. Un ajuste micrométrico manual en XYZ permitió situar la fuente con una repetibilidad <0.1 mm. Otro accesorio permitió la rotación de la aguja sobre su eje para la determinación de la isotropía. En cada uno de los puntos de medida se tomaron tres lecturas en modo carga integrada (pC), rango Low, con un tiempo de integración de 60 s. Las tolerancias especificadas por el fabricante con respecto a los certificados entregados son del 7,8% para la determinación de la tasa de dosis en agua y del 5% para la determinación de los factores de aplicador y la isotropía. La tolerancia en el cálculo del tiempo es del 2% según el RD 1566/1998 por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia.

Resultados y discusión

Los resultados hallados para el perfil de dosis en profundidad están dentro de la tolerancia especificada (Tabla 1). Las mayores diferencias medidas se encuentran a distancias muy cercanas a la fuente de rayos X debido a la abrupta pendiente del perfil en esa zona, como puede observarse en el Gráfico 1.

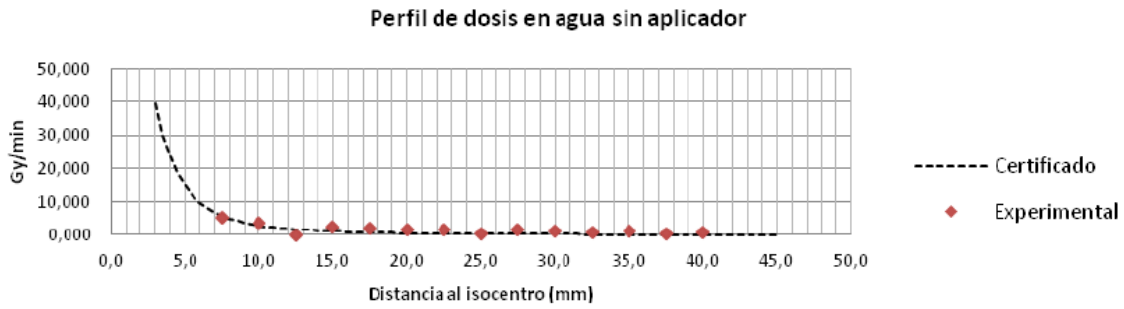


Gráfico 1. Perfil de dosis en profundidad en agua (PDD).

El factor de aplicador, a una distancia r del isocentro, viene expresado por $F_{apl}(r) = \dot{D}_{apl}(r) / \dot{D}_{agua}(r)$, siendo el numerador la tasa de dosis con aplicador y el denominador la tasa de dosis sin aplicador, ambos en r . Su variación se muestra en la Tabla 1. Todos los resultados están dentro de la tolerancia especificada. Midiendo la isotropía de la fuente sin aplicador, X_{iso} (promediando las lecturas en una rotación completa), y la isotropía con aplicador, $[X+A]_{iso}$ (también promediando las lecturas en una rotación completa), se deduce la del propio aplicador, A_{iso} , por la expresión $A_{iso} = [X+A]_{iso} - X_{iso}$. En la Tabla 1 se detalla su variación, también dentro de tolerancia. El tiempo de tratamiento viene expresado por $t = D_{prescrita}(r) / (\dot{D}_{agua}(r) F_{apl}(r) \Delta Paich_{output})$, siendo r la distancia de cálculo, $D_{prescrita}$ la dosis prescrita, \dot{D}_{agua} la tasa de dosis en agua sin aplicador, F_{apl} el factor de aplicador y la variación de la tasa de dosis medida en el monitor de radiación interno (IRM) del sistema entre la calibración previa al tratamiento y la referencia de calibración del equipo en fábrica. Las comparaciones entre el tiempo dado por PRS 500 y el calculado de forma alternativa dan diferencias por debajo del 1% en todos los casos, por debajo, por tanto, de la tolerancia indicada. Esta técnica se realiza dejando la consola de tratamiento fuera del quirófano, eliminando así el riesgo de irradiación externa del personal. Fue necesaria una dosimetría de área inicial para la verificación del correcto blindaje de la sala quirúrgica. La lectura fue equivalente al fondo radiactivo en todos los casos.

PDD E ISOTROPÍA DE LA FUENTE									
Dif máx (%)	5,25								
Dif media (%)	1,58								
Nº puntos	14								
Variación	Dif máx (%)	Desv est							
X iso	1,70	1,03							
FACTOR DE APLICADOR E ISOTROPÍA DE LOS APLICADORES									
Factor de aplicador									
Apl (mm)	15	20	25	30	35	40	45	50	
Dif máx (%)	0,23	2,18	0,91	0,88	1,56	1,55	1,52	1,50	
Dif media (%)	-1,34	0,11	0,82	0,84	1,35	1,35	1,36	1,38	
Nº puntos	7	7	7	6	10	10	6	5	
Isotropía									
Apl (mm)	15		20		25		30		
Variación	Dif máx (%)	Desv est	Dif máx (%)	Desv est	Dif máx (%)	Desv est	Dif máx (%)	Desv est	
X + A iso	1,31	0,84	0,88	0,62	0,93	0,63	1,05	0,77	
A iso	0,88	0,36	1,30	0,59	1,02	0,61	0,92	0,53	
Nº rotaciones	8	8	8	8	8	8	8	8	
Apl (mm)	35		40		45		50		
Variación	Dif máx (%)	Desv est	Dif máx (%)	Desv est	Dif máx (%)	Desv est	Dif máx (%)	Desv est	
X + A iso	1,39	0,88	1,17	0,87	0,97	0,69	1,35	0,92	
A iso	0,92	0,45	0,74	0,32	1,29	0,68	0,74	0,39	
Nº rotaciones	8	8	8	8	8	8	8	8	

Tabla 1. Análisis del PDD, de la isotropía de la fuente sin aplicador, del factor de aplicador y de la isotropía de cada uno de los aplicadores.

Conclusiones

- (1) Ha quedado definido el estado de referencia inicial del miniacelerador lineal Intrabeam® PRS 500.
- (2) La hoja alternativa de cálculo de tiempos de tratamiento proporciona una verificación adicional.
- (3) El sistema queda validado para su uso clínico.

Bibliografía

- [1] Intrabeam Dosimetry. Zeiss.
- [2] Intrabeam Usermanual G_30_1601_v8_0. Zeiss.
- [3] Quality assurance and independent dosimetry for an intraoperative x-ray device. D. J. Eaton. Med. Phys. 39 (11). November 2012.

ANÁLISIS DE LOS CRITERIOS GAMMA DE VALIDACIÓN DE DOSIMETRÍAS PARA VMAT

Sánchez Carrasca M, Martí Asenjo J, Torres Pozas S, Madan Rodríguez C, Luque Japón L,
 Godoy Cazorla J y Martín Oliva R

Servicio de Física Médica. Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín, Las Palmas de Gran Canaria.
 Correspondencia: jmabok@gmail.com

Palabras clave: VMAT, Control de Calidad, Gamma 2d

Introducción y objetivos

Los tratamientos con arcoterapia volumétrica conformada, en su versión comercial de Varian modulan la dosis entregada al paciente utilizando como grados de libertad: la tasa de dosis, el movimiento de láminas y el giro del estativo. El algoritmo del planificador Eclipse "PRO" diseña un tratamiento que maximiza el índice de conformación tratando de mantener al mismo tiempo un movimiento de láminas y una variación de la tasa de dosis asequible para las condiciones técnicas del acelerador. El uso simultáneo de todos estos elementos, variables de paciente a paciente, hace necesario añadir un control de calidad específico para cada tratamiento además de los controles de calidad periódicos de la máquina. Así mismo, la ausencia de una norma internacional o académica que marque un procedimiento para la validación de estos tratamientos, justifica el estudio de los posibles criterios de validación.

Los maniqués y programas informáticos utilizados a este respecto admiten una variedad de métodos de análisis para la validación de la reproducibilidad del tratamiento. Evaluaremos estos métodos de análisis en función de su sensibilidad y especificidad.

Material y métodos

Los materiales utilizados han sido:

- Acelerador lineal de electrones con tecnología RapidArc (Varian Clinac 21-EXS)
- Dispositivo para la medida dosimétrica del haz, *Portal Dosimetry* de Varian
- Planificador con tecnología RapidArc (Eclipse 10.0)
- Software para la comparación de planos de dosis PTW-Verisoft.
- Maniqué acrílico Octavius™ de PTW
- Matriz (27x27 cm) de cámaras de ionización 2D array de PTW

Para cada tratamiento planificado se realizó una medida de la dosis integrada de fluencia para el tratamiento completo mediante la dosimetría portal. Esta distribución de dosis es generada a su vez de forma calculada en el planificador. Mediante la función Gamma 2D, de parámetros 3mm de distancia y 3% de dosis, $\gamma(3,3)$, evaluamos la correcta reproducibilidad del tratamiento en el acelerador. Según el procedimiento actual en el HUGCDN, aquellos tratamientos con un 97% de puntos de valor $\gamma(3,3) < 1$, serán válidos. Esta validación se complementa con una verificación mediante la medida de la dosis obtenida al aplicar el tratamiento sobre el maniqué Octavius™ de PTW. Mediante el dispositivo 2D Array de PTW obtenemos la distribución de dosis generada en el plano coronal que contiene al isocentro del tratamiento. Esta distribución de dosis es a su vez obtenida de forma teórica en el planificador con el que se ha diseñado el tratamiento. La comparación satisfactoria de ambas distribuciones de dosis validará el tratamiento. La variedad de criterios existentes para la verificación es el objeto de estudio. Todos ellos se basan en la conocida función Gamma2D, sus parámetros y posibles "filtros" aplicados a la distribución de dosis medida. Estudiamos los criterios con funciones Gamma2d de parámetros (2mm, 2% dosis), (3 mm, 3% dosis). La diferencia dosimétrica será evaluada como un 2% o un 3% del valor local ó del valormáximo de la distribución. Además estudiamos también el efecto de eliminar de la comparación aquellos puntos con dosis inferiores al 10% del máximo absoluto. Tenemos pues 8 criterios (Ver tabla 1). Consideraremos como positivos aquellos en los que un 95% de los puntos cumplan con $\gamma < 1$.

	γ			Filtro d<10%
	mm	%	% ref a máximo:	
Criterio 1	3	3	Absoluto	NO
Criterio 2	2	2	Absoluto	NO
Criterio 3	3	3	Absoluto	SI
Criterio 4	2	2	Absoluto	SI
Criterio 5	3	3	Local	NO
Criterio 6	2	2	Local	NO
Criterio 7	3	3	Local	SI
Criterio 8	2	2	Local	SI

Resultados y discusión

Presentamos aquí en la tabla 2 los valores de s y e obtenidos para los pacientes tratados mediante RapidArc hasta la fecha en el servicio (Ver tabla 2):

	s	e
Criterio 1	0,583	0,500
Criterio 2	0,385	1,000
Criterio 3	0,583	0,500
Criterio 4	0,429	1,000
Criterio 5	0,000	1,000
Criterio 6	0,000	1,000
Criterio 7	0,312	1,000
Criterio 8	0,000	1,000

Podemos observar como algunos de los criterios resultan excesivamente rigurosos, estos son aquellos de baja o nula sensibilidad (Criterios 5,6,7 y 8) y de una altísima especificidad motivada por su excesivo rigor. Estos son aquellos con diferencia de dosis referida localmente. En el caso de los criterios con diferencias de dosis referidas al máximo absoluto se observan valores más equilibrados.

Conclusiones

Estos resultados preliminares muestran que existen diferencias apreciables entre los criterios estudiados. El análisis de un mayor volumen de pacientes, puede resultar en un avance en los criterios para el control de calidad para arcoterapia conformada volumétrica.

Bibliografía

- [1] Eclipse Algorithms Referente Guide (Varian Medical Systems, Inc. 2010)
- [2] TG-119 IMRT Commissioning tests, Instructions for planning, Measurement and analysis

DOSIS DE RADIACIÓN EN EL ENTORNO DE PACIENTES SOMETIDOS A TRATAMIENTOS DE BRAQUITERAPIA OFTÁLMICA

Terrón León J.A., Moreno Reyes J.C., Perales Molina A., Miras H., Ortiz M. y Macías J

Servicio de Radiofísica. Hospital U. V. Macarena. Sevilla.
 Correspondencia: jose.terrón.sspa@juntadeandalucia.es

Palabras clave: Braquiterapia Oftálmica, melanoma coroideo, Ru-106, I-125

Introducción y objetivos

El número de exploraciones y tratamientos con radioisótopos es cada vez mayor, por lo que el número de pacientes hospitalizados que emite radiaciones también lo es. El personal que atiende a estos pacientes no está, habitualmente, clasificado como profesionalmente expuesto, por lo que el desconocimiento de los riesgos reales provoca, en muchos casos, una percepción del riesgo radiológico en el puesto de trabajo mayor del que realmente existe. Este hecho puede influir de manera directa en la atención recibida por el paciente. Los tratamientos de Braquiterapia oftálmica se vienen realizando en el hospital desde julio de 2006, fecha en la que se comenzaron los mismos empleando ^{106}Ru . En Julio de 2010 se incorporó el uso del ^{125}I . El protocolo de tratamiento establece la realización de una serie de medidas en el entorno del paciente una vez realizado el implante y la verificación posterior a la retirada del mismo. El protocolo de medidas establecido permite disponer de un mapa de dosis en el entorno del paciente y disponer, si fuera necesario, medidas adicionales de Protección Radiológica. En este trabajo se presentan los resultados correspondientes a las medidas de dosis realizadas a distintas del paciente sometido a tratamiento con Braquiterapia oftálmica. El objetivo de estas medidas ha sido, por un lado, verificar las evaluaciones relativas a la protección radiológica en la memoria de la instalación y, por otra, disponer de medidas experimentales que puedan servir para reducir la percepción del riesgo radiológicos en los profesionales.

Material y métodos

El número de pacientes tratados en el período Julio-2006 a Enero-2013 ha sido de 156. De ellos 130 se han tratado con ^{106}Ru y 26 con ^{125}I . Las medidas de dosis en el entorno del paciente se realizaron en 153 (127/26) de los pacientes. El protocolo de medidas establece la realización de las mismas en contacto, a 25 cm y a 50 cm del paciente en la zona anterior, lateral y contralateral del ojo en el que se ha realizado el implante. En el caso de los pacientes tratados con ^{125}I también se realiza una medida a 100 cm en las mismas zonas. Las medidas de tasa de dosis se realizaron con un detector proporcional modelo FH40-G-10 de Thermo Scientific. Este equipo está calibrado en equivalente de dosis ambiental ($H^*(10)$) y dispone de un rango de medida en tasa de dosis de 10 nSv/h a 1 Sv/h. El rango de funcionamiento en energía es de 30 keV a 4.4 MeV. La dosis al personal se puede estimar mediante la expresión¹:

$$D = I_m t = I_m H_L D_L F_L \quad (1)$$

Donde D es la dosis al personal en el entorno del paciente, I_m es la tasa de dosis media y t el tiempo total de exposición en un año. En el caso del personal de quirófano sería suficiente con estos factores. Si consideramos el personal de enfermería que atiende al paciente durante el tiempo de hospitalización será necesario considerar la segunda igualdad, donde H_L es el número de horas de la jornada de trabajo, D_L es el número de días de trabajo al año y F_L es un factor de corrección que considera la fracción de la jornada laboral que el personal está atendiendo al paciente. Este último se puede descomponer en la fracción F de la jornada que el personal de enfermería dedica a cada paciente y la fracción F_p que indica la relación del número de pacientes con implante con respecto al total.

Resultados y discusión

Los valores promedios de tasa de dosis expresados en $\mu\text{Sv/h}$ para los tratamientos con cada uno de los isótopos, se encuentran recogidos en la Tabla 1.

	^{106}Ru			^{125}I		
	Anterior	Lateral	Contralateral	Anterior	Lateral	Contralateral
En contacto	126,85	108,31	22,87	3145,00	512,94	33,43
25 cm	5,21	6,12	2,55	118,25	32,76	5,92
50 cm	2,17	1,79	1,53	35,92	7,46	1,73
100 cm				8,99	2,69	0,91

Tabla 1.

En el caso de los familiares se ha considerado que la mitad del tiempo se encuentran a 25 cm y la otra mitad a 50 cm en el caso del ^{106}Ru ya que no se le indican medidas estrictas de separación como en el caso del ^{125}I . En este último se ha considerado que el familiar está 2/3 a 100 cm, tal y como se indica en las normas, y que 1/3 del tiempo no cumplen las normas establecidas, acercándose a 50 cm. El tiempo promedio de tratamiento cuando se emplea Rutenio es de 84.39 horas y en el caso del Iodo es de 117.16 horas, por lo que la dosis promedio a los familiares es de 334 μSv en el primer caso y de 501 μSv en el segundo (se consideran las medidas en la zona lateral). En el caso del personal del quirófano, si consideramos que el número máximo de pacientes esperados en un año es de 30 y que el paciente está 0.5 horas con el implante realizado mientras se realiza la operación, el tiempo anual que se está cerca del paciente (25 cm) es de 15 horas. Utilizando la ecuación (1), supone una dosis máxima de 932 μSv (considerando que la mitad de los pacientes se trata con Rutenio y la otra mitad con Iodo y tomando la medida de tasa de dosis en la zona anterior) para los cirujanos (estos sí están considerados como personal profesionalmente expuesto). Utilizando la ecuación (1) para la estimación de dosis al personal de enfermería, se tomarían los valores: $H_L * D_L = 1645$ horas (jornada anual), $F = 1/30$ (el área de hospitalización tiene 30 camas y se supone que el tiempo de atención a los pacientes se reparte por igual) y $F_j = 30/30$ (el número máximo de pacientes tratados al año es de 30, de los cuales la mitad es tratado con ^{125}I y la otra mitad con ^{106}Ru , y se considera una ocupación completa de la planta de hospitalización).

Con estos valores y al sustituir en la ecuación, la dosis efectiva anual que recibiría el personal de enfermería sería de 302 μSv .

Conclusiones

Las medidas realizadas garantizan la seguridad del personal y familiares si se siguen las normas de protección establecidas. La percepción del riesgo mejora en los profesionales al verificar que existen protocolos de comprobación de las evaluaciones realizadas previamente.

Bibliografía

[1] Gómez Palacios M., Terrón J.A., Domínguez P., Vera D.R. y Osuna R.F. Radiation doses in the surroundings of patients undergoing Nuclear Medicine diagnostic studies. Health Phys.89(S2):S27-S34, 2005.

ESTUDIO COMPARATIVO BEAMNRC VS PINNACLE

Moreno Reyes JC, Macías Jaén J y Jiménez Ortega E

Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla.
Correspondencia: jesusarlosmoreno@yahoo.es

Palabras clave: 3ddose, BEAMnrc, Radioterapia, Gamma

Introducción y objetivos

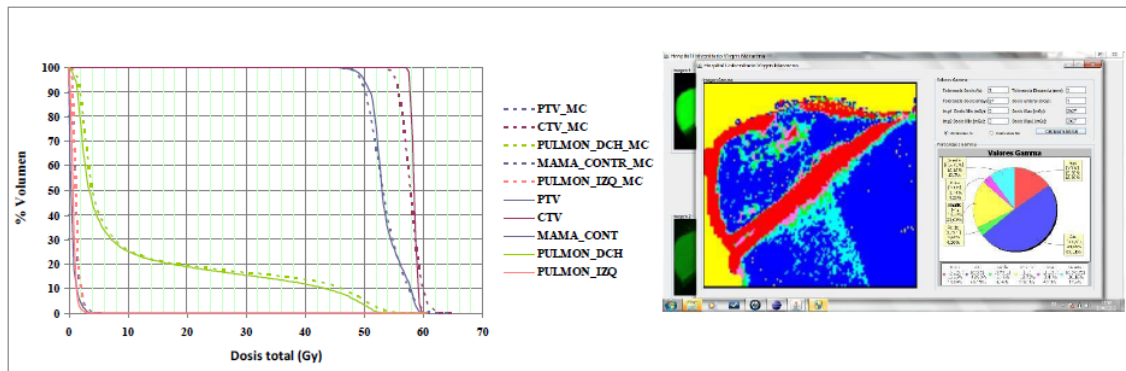
En el marco actual de la Radioterapia Externa donde la complejidad de los tratamientos se hace cada vez más patente, resulta muy interesante disponer de herramientas y procedimientos de verificación dosimétrica de los tratamientos en general, de algunos en particular y por supuesto, de los modelados de las unidades de tratamientos. Sobre todo, si nos situamos en la región de tratamientos con planificación inversa, donde es habitual la presencia de campos con tamaños pequeños, disposiciones asimétricas y descentradas. Por otro lado es conocido el nivel de incertidumbre de cálculo producido, por los sistemas de planificación en estos casos y también en el procesamiento de inhomogeneidades. En este contexto se plantea, dentro de una patología concreta y utilizando como criterio objetivo el índice Gamma, la comparación dosimétrica de planos representativos del tratamiento, obtenidos por un lado del sistema de planificación (Pinnacle³ v8.0 de Philips[®]) en el formato propio “Planar Dose” y por otro lado, de la Simulación Monte Carlo en la plataforma BEAMnrc en el formato “3ddose”, sobre la misma exploración TC (Tomografía Computerizada) del paciente y para los mismos campos o segmentos. El estudio comparativo se ha llevado a cabo utilizando la aplicación JJGAMMA, desarrollado en el lenguaje JAVA (Just Another Vague Acronym) al que se le ha dotado de las herramientas necesarias para transformar las salidas de Pinnacle y de BEAMnrc en imágenes TIFF de 48 Bits calibradas dosimétricamente.

Material y métodos

La nueva aplicación JJGAMMA se ha desarrollado en un lenguaje visual, orientado a objetos y es compatible con todos los sistemas operativos al estar basado en JAVA, sobre una plataforma JDK (Java Development Kit). Entre sus ventajas principales se encuentra la compatibilidad con los formatos “Planar Dose” de Pinnacle y “3ddose” de BEAMnrc. La metodología de la comparación de tratamientos en Radioterapia Externa, posee un esquema muy sencillo, consistente en comparar las distribuciones de dosis de dos o más planos a través de un índice cuantitativo. El primero, un plano de dosis característico del tratamiento obtenido del sistema de planificación (Pinnacle³ v8.0 de Philips[®]). El segundo, el mismo plano obtenido del conjunto de voxels de dosis de la simulación Monte Carlo del mismo tratamiento, sobre la misma exploración TC. Para optimizar y facilitar la representación y uso de los planos de dosis, ambos se convierten en imágenes de Mapas de Bits en formato TIFF de 48 Bits. Una vez procesadas dichas imágenes, el siguiente paso en general, y si fuese necesario, es realizar una ecuilibración geométrica, a través de la superposición de sus perfiles de dosis, de forma que se maximice la coincidencia de ambas distribuciones. Posteriormente y una vez adecuadas las imágenes se procede a la comparación y posterior análisis con el índice Gamma [1].

Resultados y discusión

El estudio se basa en la utilización de la nueva aplicación JJGAMMA, aplicada sobre tratamientos de intensidad modulada de mama, de una dosis por sesión de 230 cGy para un total de 25 sesiones. El PTV, sobreimpresión concomitante, pulmones, y mama contralateral son los volúmenes definidos. En general, al provenir los cálculos de diferentes sistemas de planificación, no existe compatibilidad entre sus datos de forma que la evaluación de los planes de tratamiento se realiza a través de la comparación de DVH (Histograma Dosis-Volumen) o bien evaluando cada plan por separado con algún sistema dosimétrico (películas radiocrómicas, array de detectores, EPID, etc). Lo que conlleva no sólo, un gasto apreciable en tiempo y personal sino también la necesidad, en algunos casos, del uso de maniqués que eliminan las inhomogeneidades del paciente y por tanto distorsionan la evaluación. Se presentan en la siguiente figura los DVHs del sistema de planificación Pinnacle (en línea continua) y los de la simulación de nuestro acelerador del BEAMnrc (línea a trazos), donde se aprecian diferencias significativas en cuanto a los cubrimientos de los volúmenes a tratar, regiones de sobredosificación, uniformidades y también en los volúmenes de riesgo. Junto a esto, se presenta en formato visual, el índice Gamma de un plano central.



Esta nueva aplicación permite, cómodamente la comparación de tratamientos bajo Pinnacle y BEAMnrc de manera cuantitativa. El resultado de la comparación se presenta en un mapa de colores donde quedan identificados visualmente los puntos que cumplen y no cumplen el criterio de aceptación que se defina (azul y rojo respectivamente). Junto a la presentación visual aparece la estadística de puntos de cada zona. En amarillo aparece dibujada la zona dosimétrica por debajo de un cierto umbral. Se estima que la precisión del cálculo Monte Carlo ronda el 2%.

Conclusiones

Se ha desarrollado en JAVA una aplicación informática llamada JJGAMMA, capaz de manipular los formatos de salida del entorno BEAMnrc y Pinnacle³, de manera cómoda, rápida y precisa. Como aplicación particular se puede utilizar para comparar distribuciones de dosis (planes de tratamientos, comprobación de campos para el modelado y comisionado de aceleradores clínicos) empleando, como criterio objetivo, la función o índice Gamma.

Bibliografía

[1] Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE and Shragge PC. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1993;26:261–273.

VIABILIDAD DEL USO DE UN SISTEMA DE IMAGEN PORTAL PARA VERIFICACIONES GEOMÉTRICAS EN RADIOTERAPIA EXTERNA

Navarro Guirado F, Bodienau Gil C, García Pareja S, Galán Montenegro P, Benítez Villegas EM y Martín-Viera Cueto JA

Unidad de Gestión de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario Carlos Haya. Málaga.

Correspondencia: navarroguirado@gmail.com

Palabras clave: Incertidumbre, imagen portal

Introducción y objetivos

En la utilización del sistema de imágenes portal para verificaciones, tanto geométricas como dosimétricas, es crítico el conocimiento de la distancia del foco de radiación al plano de medida. El tamaño de la proyección del objeto depende directamente de la posición del sistema de imagen. Como consecuencia de esto las incertidumbres en las medidas sobre las figuras proyectadas están directamente relacionadas con la incertidumbre en la posición de dicho plano de medida. El objetivo de este trabajo es la estimación de la incertidumbre en las medidas realizadas con el sistema de imagen portal debidas a la reproducibilidad en el posicionamiento del plano de imagen y a las limitaciones en el sistema de medida, con el fin de estudiar su viabilidad para su uso en las verificaciones geométricas.

Material y métodos

Las medidas para la determinación de las incertidumbres en el posicionamiento del sistema de imagen con el procedimiento propuesto se han realizado sobre un sistema de imagen AS500 sobre un brazo R-ARM instalado en un acelerador VARIAN 600DBX. Se han utilizado las imágenes obtenidas a partir de un sistema de registro IAS3 de VARIAN y han sido procesadas con código propio ejecutable en MATLAB R2009a de MATHWORKS. Para determinar la posición del plano de la imagen, en una posición perpendicular al eje del haz, se utiliza un maniquí cuadrado de $(104,20 \pm 0.01)$ mm de lado que se interpone entre el foco del haz y el plano de imagen. La posición del mencionado plano se obtiene de la aplicación directa de la ecuación obtenida por trigonometría elemental:

$$Z_p = Z_m \cdot (A_p/A_m).$$

donde Z_p y Z_m son la distancia del foco de radiación al plano del sistema de imagen y al maniquí respectivamente y A_p y A_m representan la anchura de la imagen proyectada y del maniquí. Para el análisis de la imagen DICOM registrada con el sistema de imagen se ha desarrollado un interfaz gráfico en MATLAB que permite calcular de forma automática el ancho de la proyección. Esta medida se hace para cada una de las filas de la imagen donde aparece la proyección del maniquí. Con el estudio de las medidas de las proyecciones para cada fila de la imagen se comprueba que el maniquí esté alineado con la matriz de medida del sistema de imagen y que el plano de medida no esté inclinado deformando la proyección registrada.

Resultados y discusión

El análisis de los anchos medidos fila a fila para una imagen tiene una desviación estándar de 0.365 píxel. Puesto que este valor es inferior a uno, se utilizará el tamaño de un píxel como incertidumbre en la medida del ancho de la proyección. Por tanto, puesto que cada píxel tiene unas dimensiones de $0.725\text{mm} \times 0.725\text{mm}$ [1], suponiendo una distribución uniforme, se tienen 0.105mm de incertidumbre en el ancho de la proyección. Además de esta incertidumbre tipo B se tienen 0,05 mm de resolución en la medida del ancho del maniquí y 1mm en la medida de la distancia del foco al maniquí. Para ambas incertidumbres se supone una distribución uniforme. Con esto y el valor indicado de la incertidumbre en la medida de la proyección se obtiene, tras propagarlos a través de la fórmula indicada y combinándolos cuadráticamente [2], una incertidumbre tipo B en la posición del plano de 1mm (usando un factor de cobertura $k=1$). Para la estimación de la incertidumbre tipo A en la posición vertical del plano de medida el maniquí se sitúa perpendicularmente al eje del haz a 1000mm del foco de radiación y el sistema de imagen a 40 cm por debajo del maniquí. Se han realizado 20 medidas colocando el sistema de imagen en la posición indicada, tomando la imagen y volviéndolo a retirar. El resultado obtenido es de 7.22mm.

Una incertidumbre de 1mm en la posición del plano de medida en las condiciones indicadas para, por ejemplo la medida del ancho de un campo de $30\text{cm} \times 30\text{cm}$ en el plano del isocentro, implicaría una incertidumbre de 0,21mm. Este valor hace factible el uso de este sistema para una comprobación con 2mm de tolerancia del tamaño del campo.

Conclusiones

El alto valor en la incertidumbre tipo A del posicionamiento del sistema de imagen portal hace que, para poder utilizarlo en las pruebas de control de calidad y posicionamiento de pacientes, sea necesario verificar previamente la distancia al foco del dispositivo de medida y realizar las medidas en esa posición. Para esta verificación se debe usar un maniquí de dimensiones conocidas con una incertidumbre menor que la décima de milímetro. Aplicando este método, el sistema de imagen portal puede ser utilizado para las verificaciones geométricas con una incertidumbre asociada bastante inferior a los valores de tolerancia de los parámetros en estudio.

Bibliografía

[1] PV6005RM_as500, PortalVision AS500 reference manual, V6.0.0.5

[2] Brosted, Antonio. Fundamentos de física médica, vol. 1, Medida de la radiación. Adi servicios editoriales. ISBN: 978-84-938016-1-8

CONTROL DE CALIDAD EN IMRT: INFLUENCIA DE LOS PARÁMETROS GEOMÉTRICOS

Cámara Turbí A, Candela Rodríguez F, Melchor Íñiguez M y Martínez Rodríguez D

Hospital Universitario de La Ribera, Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Alzira. España.
 Correspondencia: acamara@hospital-ribera.com

Palabras clave: IMRT, control de calidad

Introducción y objetivos

En nuestro hospital se viene realizando IMRT desde diciembre de 2011, realizando para dichos pacientes el control de calidad previo a tratamiento mediante matriz de diodos, película radiocrómica, y cámara de ionización sobre maniquí. El propósito de este trabajo es estudiar la mejora que aporta el aumento de resolución en las imágenes planares medidas con la matriz de diodos, que puede conseguirse al realizar la medida de cada campo en dos posiciones diferentes de la matriz y combinar los datos de ambas.

Material y métodos

Se analizaron 12 pacientes planificados con IMRT (7 de próstata, 4 de orl, y un paciente de columna). Todos ellos se trataron con IMRT estática en un acelerador Varian 2100CD y con energía de 6 MV.

El control de calidad previo a cada tratamiento incluye los siguientes chequeos:

- Medida de dosis absoluta con cámara de ionización en un maniquí de agua sólida.
- Distribución de dosis campo a campo con películas radiocrómica.
- Distribución de dosis campo a campo con la matriz de diodos.

El chequeo previo con la matriz de diodos (Mapcheck 2, Sun Nuclear) se realiza típicamente fijando el equipo a la cabeza del acelerador mediante un accesorio diseñado a este fin, de modo que se pueda tener en cuenta el efecto de la gravedad sobre la posición de las láminas del MLC. Si se quiere duplicar la resolución esta imagen se ha de realizar una segunda medida desplazando 5 mm la matriz de diodos, a fin de medir en puntos entre los anteriores, combinando posteriormente las dos medidas (merge). En este caso el control de calidad debe realizarse forzosamente con el detector sobre mesa, disparando todos los campos a gantry cero, debido a que en el soporte de gantry el Mapcheck 2 queda en una posición fija y no puede desplazarse para la segunda medida. En este estudio se ha medido para cada paciente todos los campos del tratamiento con el equipo en tres configuraciones diferentes: en su soporte de gantry, sobre la mesa, y sobre la mesa desplazándolo 5 mm en lateral para medir en puntos distintos, combinando las dos medidas.

Resultados y discusión

Los datos se analizaron usando la función gamma en dosis absoluta (3%, 3mm), comparando los datos medidos con sus correspondientes imágenes planares (Pinnacle 8.0 m, 2 mm de resolución), y todo ello para los tres casos anteriormente citados (mapcheck fijado en su soporte del acelerador, en mesa con los ángulos de los campos a cero, y en mesa con la suma de los campos en dos posiciones).

Los datos se resumen en la siguiente tabla:

Paciente	Completo soporte	Completo mesa	Merge	Localización
1	96.5%	96.6%	97.7%	Próstata
2	98.6%	100.0%	100.0%	Próstata
3	100.0%	99.8%	99.9%	Próstata
4	98.3%	99.6%	99.3%	Próstata
5	97.8%	100.0%	99.9%	ORL
6	99.2%	99.6%	99.7%	ORL
7	96.7%	99.6%	99.5%	ORL
8	97.5%	93.8%	94.4%	Columna
9	98.5%	99.7%	99.4%	Próstata
10	96.6%	97.7%	97.4%	Próstata
11	99.4%	99.4%	99.4%	Próstata
12	99.8%	100.0%	99.9%	ORL

Conclusiones

Al medir dos veces cada campo de tratamiento y combinar las medidas se duplica la resolución del equipo, pero también el tiempo de medida.

Al realizar dichas medidas en mesa no se tiene en cuenta parámetros importantes del acelerador como la variación de la posición de las láminas y las mandíbulas con el giro del cabezal, concluyéndose que el mayor cambio observado al realizar las medidas combinadas es debido a quitar la variable giro de cabezal, no aportando demasiado el paso de medir en mesa con y sin merge, por lo que seguimos realizando las medidas con el mapcheck 2 en su soporte de gantry.

DETERMINACIÓN DE FACTORES CAMPO DE HACES CÓNICOS EN UNA UNIDAD DE RADIOCIRUGÍA ESTEREOTÁXICABrosed Aguillón ML¹, Casal Mesa MD², Forastero C² y Sanchez Reyes A¹¹Centro de Radioterapia y Radiocirugía Robotizada Cyberknife. Grupo IMO. Madrid.²Instituto Oncológico de la Cartuja. Grupo IMO. Sevilla.

Correspondencia: mlbrosed@grupoimo.com

Palabras clave: Radiocirugía estereotáxica, campos pequeños circulares, factor de campo, diodo de estereotaxia, cámara tipo pin-point.**Introducción y objetivos**

La dificultad de medir campos pequeños en radiocirugía, se debe a:

- Medidas con falta de equilibrio electrónico lateral.
- Gradientes altos de dosis.
- Perturbaciones importantes de la fluencia de partículas, por el detector.
- Oclusión parcial del blanco de RX.

La simultaneidad de dichas dificultades obliga al uso de distintos detectores a la hora de medir estos haces cónicos.

Las medidas con dos detectores distintos, se deben “acoplar”, por medio de un campo intermedio, en el que ambos detectores tengan una respuesta similar. El tamaño óptimo del campo intermedio se estima a partir del alcance lateral de equilibrio de los electrones generados, siendo el tamaño de campo intermedio seleccionado, el primer cono cuyo diámetro supere el diámetro del equilibrio electrónico lateral. Para 6MV, el cono de 20mm es el campo intermedio seleccionado [1].

El objetivo será determinar los factores de campo de todos los conos y la comparación con los resultados de otros autores, si fuera el caso.

Material y métodosLas medidas se han realizado para la energía nominal de 6MV, en un acelerador Elekta Synergy, con un sistema de radiocirugía Philips SRS-200, que dispone de colimadores circulares (conos), insertados en un porta colimador, con diámetros proyectados en el isocentro entre 5 y 45mm. Estos campos circulares se definen a partir de la posición fija del colimador secundario, MLC, cuyo tamaño es de 5.6cm x 5.6 cm. Las condiciones de medida de los factores de campo fueron, DFS=98.5 cm, en el eje central del haz a una profundidad de 10cm. La equipación utilizada es la siguiente: maniquí RFA-300 de Scanditronix-Wellhofer, electrómetro Monolog C, diodo de estereotaxia SFD (0.017 mm³) de IBA, cámara de Standard Imaging Exradin A14(0.009cm³), cámara PTW 34001 (0.0035cm³), barómetro T210-101 A1 y termómetro Fluke 53-2 con sonda 80 PK-22.

Tanto el diodo SFD como la cámara Exradin A14, se orientaron en dirección paralela al eje del haz de radiación. El centraje de cada uno respecto al eje del haz, se realizó con el cono de 5mm, mediante perfiles ortogonales a distintas profundidades.

La expresión del factor de campo (OF) para un campo de diámetro c es:

$$OF(c) = M(c, d_{max}) / (10\text{cm} \times 10\text{cm}, d_{max}), \text{ siendo:}$$

M, la lectura, si fuera el caso corregida, del detector.**C**, el diámetro del cono definido en el isocentro.**d_{max}**, la profundidad del máximo de dosis absorbida. Aunque d_{max} cambia con el tamaño del cono, se utilizará una d_{max}, constante e igual a 1.5 cm para los 6MV.En un haz circular de 6MV, existe equilibrio electrónico lateral, en conos cuyo diámetro es mayor o igual que 20mm ($\varnothing \leq 20\text{mm}$)Para $c \leq 20\text{mm}$, la expresión de OF viene a ser (DI→Diodo; CI→cámara de ionización):

$$OF(c) = [MDI(c, d_{max}) / MDI(20, d_{max})] * [MCI(20, d_{max}) / MCI(10\text{cm} \times 10\text{cm}, d_{max})]$$

Y para $c > 20\text{mm}$, la expresión OF será:

$$OF(c) = MCI(C, d_{max}) / MCI(10\text{cm} \times 10\text{cm}, d_{max})$$

Estas medidas se realizaron con el diodo de estereotaxia de IBA, SFD, y la cámara Extradin A14. Para poder expresar el factor de campo en la profundidad del máximo, se empleó el valor del PDD a 10cm. Para los campos circulares, el PDD a dicha profundidad, se obtuvo de la curva medida con diodo (se corrigió por la posición del punto efectivo del diodo, $P_{eff} = 0.5mm$), y normalizada a 1.5 cm. Sin embargo, para el campo de normalización, 10cm x 10cm, se empleó el valor del PDD a 10cm, medido con la cámara plano-paralela PTW 34001, porque el diodo “sobreestima” la lectura en campos grandes, cuando se encuentra con fotones dispersos de baja energía [2].

Resultados y discusión

Los resultados se muestran en la figura I y en la tabla I.

Diametro de cono (mm)	OF ± 2σ (BrainLab™)	OF ± U (k=2) (SRS-200)
5	0.683 ± 0.022	0.690 ± 0.012
7.5	0.779 ± 0.024	0.764 ± 0.012
10	0.836 ± 0.024	0.813 ± 0.012
12	-----	0.864 ± 0.012
12.5	0.876 ± 0.024	0.862 ± 0.012
14	-----	0.879 ± 0.012
15	0.897 ± 0.028	0.882 ± 0.012
16	-----	0.901 ± 0.012
17.5	0.911 ± 0.026	0.912 ± 0.012
18	-----	0.917 ± 0.012
20	0.926 ± 0.018	0.922 ± 0.012
22		0.937 ± 0.004
24		0.943 ± 0.004
26		0.944 ± 0.004
28		0.943 ± 0.004
30		0.946 ± 0.004
32		0.957 ± 0.004
35		0.956 ± 0.004
40		0.959 ± 0.004
45		0.955 ± 0.004

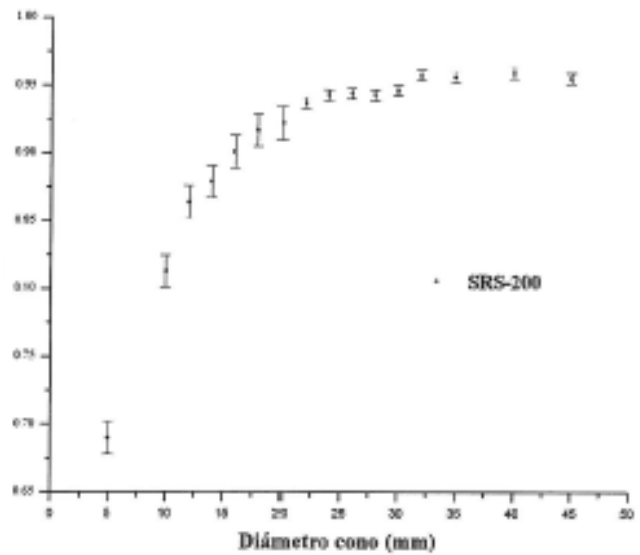


Figura I. Valores de los factores de campo para los distintos conos junto con su incertidumbre (k=2), normalizados a un campo de 10 cm x 10cm..

Tabla I. Comparación de los factores de campo para los conos de radiocirugía estereotaxica, de diámetros 5; 7,5; 10,0; 12,5; 17,5 y 20,0 mm. La segunda columna refleja los valores de los factores de campo e incertidumbre, expresada como 2σ, para conos BrainLab™ como sistema de radiocirugía en un Varian Trilogy. [1]. La tercera columna refleja los valores de este trabajo e incertidumbre (k=2). Los valores para los factores de campo de los conos de 7,5; 12,5; 15,0 y 17,5 mm, se han obtenido por interpolación en la curva de ajuste, ($y = -0.0000003934 x^4 + -0.0000508747 x^3 -0.0024829832 x^2 + 0.0553808478 x + 0.4680473514$) obtenida con los datos de la figura.

En el proceso de medir la razón de lecturas con el diodo, para los conos $\varnothing \leq 20mm$, la mayor contribución a la incertidumbre nace de la inestabilidad de l acelerador en el proceso. Le sigue en importancia la incertidumbre en el posicionado del diodo a la profundidad de 10 cm. Otras componentes de incertidumbre son las debidas a la reproducibilidad de los PDD, resolución de lectura, punto efectivo del diodo, reptibilidad de las lecturas con las cámaras, etc.

En la tabla 1, se opuede observar la perfecta compatibilidad de los resultados, aún cuando se hayan usado en ambos casos una familia de conos y acelerador distintos.

Conclusiones

- 1º Se han determinado los factores de campo para conos de diámetro 5 a 45 mm, con su incertidumbre (k=2).
- 2º La compatibilidad de nuestros resultados para campor pequeños ($\varnothing \leq 20mm$), con otros autores [1,3], que aportan también de alguna manera el nivel de incertidumbre, aunque sean cono y aceleradores distintos, nos hace pensar que la dependencia de estas variables sobre los valores de los factores de campo no parece significativa.

Bibliografía

[1] Khelashvili G, Chu J, Díaz A, Turian J. Dosimetric Characteristics of the small diameter brainlab™ cones used for extereotactic radiosurgery. J. Appl. Med Phys. 2012;13(1):3610.
 [2] Griessbach I, Lapp M, Bohsung J, Gademann G, Harder D. Dosimetric chac;acteristics of a new unshielded silicon diode and its application in clinical photon and electron beams. Med Phys. 2005: 32(12):3750-54.
 [3] Dieterich S, Sherouse GW. Experimental comparison of seven comercial dosimetric diode for measurements of extereotactic radiosurgery cono factors. Med Phys 2011: 38(7): 4166-73.

CARACTERIZACIÓN DE LA FUENTE PRIMARIA DE ELECTRONES EN ACELERADORES LINEALES DE USO CLÍNICO

Gómez Extremera M, González Infantes W, Lallena Rojo AM y Anguiano Millán M

Universidad de Granada/Departamento de Física Atómica Molecular y Nuclear, Granada España.
 Correspondencia: mgomez_3@ugr.es

Palabras clave: Simulación, Monte Carlo, fuente, electrones, linac

Introducción y objetivos

La simulación Monte Carlo se considera actualmente el método más exacto para cálculos de dosis debidas a electrones. El objetivo del trabajo es la caracterización de la fuente primaria de electrones de un acelerador de uso clínico con simulación Monte Carlo, con el fin de construir un modelo de fuentes que suponga un ahorro sustancial de tiempo de cálculo en la simulación de tratamiento.

Material y métodos

Se utiliza el código PENELOPE [1] y se trabaja con un cabezal de acelerador de electrones Varian 2100C (Varian Medical System, Palo Alto, CA). Consta de una ventana de entrada (berilio), primera lámina dispersora (tantalio), segunda lámina dispersora (aluminio), cámara de ionización (kapton), espejo (mylar), colimadores y maniquí de agua.

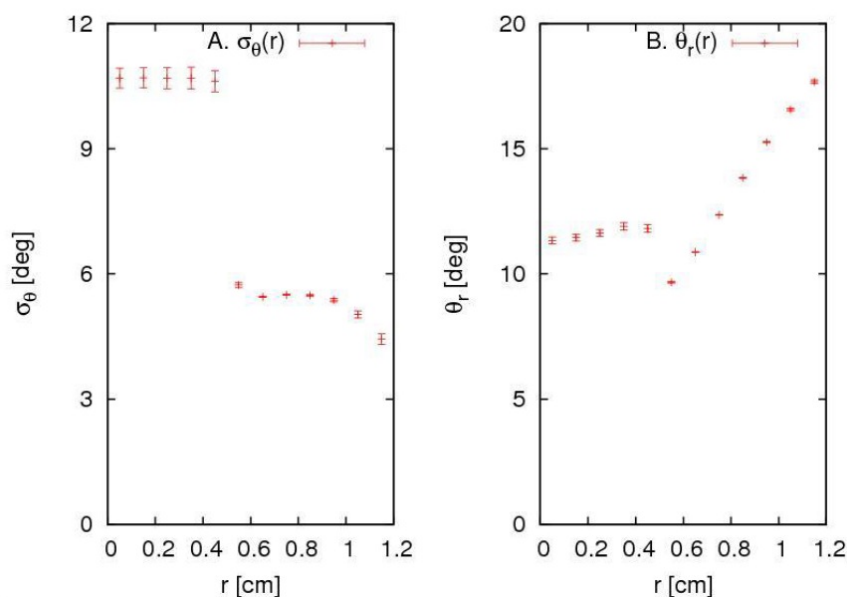
Para la caracterización de la fuente se utilizan archivos de espacio de fases (PSF) que contienen el tipo de partícula, energía, posiciones, direcciones y otros parámetros de cada partícula que alcanza una cierta superficie en la geometría.

Basándonos en el modelo de fluencia descrito por Ahnesjö [2], proponemos para la fluencia de electrones un producto de gaussianas, una radial $N(0,r)$ y otra angular $N(r,\theta)$. Los parámetros se obtienen mediante la realización de ajustes a las fluencias obtenidas justo debajo de la segunda lámina dispersora, donde se acumularon los correspondientes PSFs. Guiándonos por el trabajo de With [3] se seleccionaron anillos radiales en el espacio de fases y para cada uno de estos anillos se obtuvieron histogramas del ángulo (ángulo respecto al eje del haz).

Resultados y discusión

Se realizaron simulaciones para haces de electrones de 6 MeV, obteniendo la distribución con una variación anómala en los bordes de los componentes de la lámina secundaria, debido a fenómenos de dispersión. Se obtuvo $r=0.871 \pm 0.008$ cm.

En el caso angular, se vio que las distribuciones también seguían una dependencia gaussiana y se obtuvieron los parámetros del ajuste para cada valor de la coordenada radial. En la figura (A) adjunta se representa en función de r . Los datos presentan una discontinuidad para $r \sim 0.5$ cm. En la figura (B) podemos ver el comportamiento de θ_r en función de r . Se observan dos tendencias lineales, una para radios comprendidos entre 0 y 0.45 cm y la otra para radios comprendidos entre 0.55 y 1.15 cm. Aparece de nuevo la discontinuidad antes mencionada. Este tipo de discontinuidad ya había sido encontrada por Ahnesjö [2], para otro tipo de acelerador (Elekta SLi75) y para otra energía (12 MeV). El origen de la discontinuidad es aún desconocido.



Conclusiones

La distribución radial de intensidad relativa de los electrones debajo de la segunda lámina dispersora de un acelerador lineal Clinac 2100C se comporta como una función de distribución gaussiana. Al estudiar la distribución angular en función de la posición respecto al eje del haz, se observa que se comporta también de forma gaussiana. Estos resultados son similares a los encontrados por With para un acelerador lineal Elekta [3].

Bibliografía

- [1] Salvat F, Fernández-Varea J M, Sempau J. PENELOPE a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport (PARIS:NEA). 2012
- [2] Ahnesjö A. Dose modelling for electron beams. Uppsala University; p. 4-12
- [3] With A. Investigations of a phase-space model of multi-leaf collimated electron beams. Stockholm University; 2010; p. 10-14
- [4] Ma CM, Faddegon BA, Rogers DWO and Mackie TR. Accurate characterization of Monte Carlo calculated electron beams for radiotherapy. Med. Phys. 1997; 24: 401-16

EVALUACIÓN DE INCERTIDUMBRES DE LA RADIOTERAPIA ADAPTATIVA

García Mollá R¹, Gómez Martín C¹, Vidueira L¹, Juan-Senabre X¹, García Gómez R²

¹Sº de Radiofísica y Protección Radiológica. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón. Castellón de la Plana.

²Sº de Radioterapia. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón. Castellón de la Plana.

Correspondencia: rafael.garcia@hospitalprovincial.es

Palabras clave: Radioterapia Adaptada, CBCT, Registro deformable, Incertidumbres

Introducción y objetivos

En los últimos años los sistemas de planificación computerizada (SP) están introduciendo la posibilidad de realizar registro deformable de imágenes (RDI) con el fin último de poder adaptar los planes de tratamiento[1],[2]. La intención de este trabajo es evaluar y cuantificar las incertidumbres asociadas al proceso de adaptación de un plan dosimétrico con el módulo del SP RayStation (RaySearch Laboratories AB, Stockholm). Este trabajo forma parte de las pruebas a realizar para su aceptación en la práctica clínica [3-5]. Las incertidumbres de la radioterapia adaptativa, y en las que se va separar el estudio, se pueden dividir en dos grandes partes: Dosimetría en el CBCT y RDI. En cada etapa se cuantificarán sus incertidumbres y con la total se podrá obtener un nivel de acción a partir del cual sería razonable adaptar el plan.

Material y métodos

A. Materiales. Para este trabajo se ha utilizado SP, RayStation v.3.0 en una versión no clínica.

B. Proceso de adaptación. Consta de tres etapas. Primero se proyectan los contornos de la Tomografía Computarizada de planificación (TCp) a la Tomografía Computarizada de Haz Cónico (CBCT) mediante un RDI. Luego se calcula las dosis en las diferentes CBCT, se proyectan en la TCp y por último, y partiendo de esta información dosimétrica, se puede adaptar el plan.

El SP tiene dos tipos de registro deformable: el Híbrido, basado en intensidades y el de regiones de interés (ROI), basado en las ROIs. En este trabajo estudiaremos el modelo híbrido, el otro método será estudiado en un futuro.

C. Dosimetría en la CBCT. En la dosimetría en una CBCT se tiene que aplicar una única tabla personalizada por paciente que relacione los valores del píxel de la CBCT con la densidad electrónica (TC-DE). Esto es debido a la dependencia de esta relación con la técnica de adquisición utilizada y con la forma y tamaño del objeto. La tabla se crea seleccionando en la imagen entre 5 posibles tipos de tejidos: aire, grasa, tejido, hueso/cartílago y materiales de mayor densidad.

Para valorar la influencia de estas características en el cálculo de la dosis en el CBCT, se ha estudiado la subjetividad de la elección de la curva CT-DE mediante tres observadores diferentes y se ha realizado la misma dosimetría en dos CBCT y un TC de un maniquí antropomórfico, para así aislar la incertidumbre de la dosimetría de CBCT respecto al RDI.

D. Registro deformable. Para valorar la incertidumbre del RDI un radioterapeuta seleccionó los mismos 10 puntos anatómicamente reconocibles en la TCp y en los tres CBCT de tres pacientes de cabeza y cuello. Para tener estadística suficiente y valorar la diferencia inter-observador, tres personas más seleccionaron estas mismas zonas en las tres CBCT. Tras realizar el registro deformable y proyectar los puntos creados en TC, con las distancias entre los puntos se valora la incertidumbre del registro deformable. También se puede cuantificar la diferencia inter-observador a partir de la desviación estándar de los puntos en la CBCT. Para cuantificar el impacto de esta incertidumbre espacial en el HDV, se proyectaron las estructuras de un TC1p a otro TC2p mediante RDI y luego se realizó otro RDI para proyectarlas al TC1p de origen. De esta manera aislamos la incertidumbre del cambio de la anatomía y de la dosimetría en el CBCT para observar únicamente el efecto dosimétrico del RDI en el TCp1.

E. Incertidumbre del proceso. A la diferencia encontrada en la dosimetría por CBCT se le añadieron las diferencias dosimétricas debidas al registro deformable para obtener una incertidumbre del proceso y un nivel de acción a partir del cual se podrían adaptar el plan.

Resultados y discusión

A. Dosimetría en la CBCT. Al seleccionar la TC-DE tres observadores diferentes en dos CBCT con técnicas diferentes, la diferencia en los HDV del mismo plan fue $0,24 \pm 0,17\%$. Aunque la selección de los tejidos es subjetiva las diferencias dosimétricas son mínimas. Al comparar el mismo plan en el TCp la diferencia fue de un $0,89 \pm 0,17\%$. Esta diferencia se debe a que soy hay 5 tipos de tejidos, esto tiene como efecto negativo que el cálculo de dosis es insensible a cambios leves en la densidad electrónica, pero tiene un efecto positivo, ya que enmascara los artefactos.

B. Registro deformable. Se han descartado el 10% de los puntos "erróneos" con el criterio estadístico prueba-Q. La distancia media entre los puntos del CBCT y en CT es de $0,32 \pm 0,20$ cm. La desviación estándar inter-observador es de 0,11 cm. obtenida a partir del los puntos del CBCT, lo que indica que existe una influencia importante en la elección de puntos.

En la tabla adjunta se muestra la variación en puntos significativos del HDV y el volumen, de las estructuras debido al RDI. La mayor variación de los PTVs se produce en el D98% y es igual al $0.37 \pm 0.34\%$. En OARs con un tamaño menor de 25 c.c. hay una variación mucho mayor. En la mandíbula, parótidas y oídos, las diferencias son del orden de $10 \pm 10\%$. En los OARs de mayor tamaño (médula, cerebro, tronco...) las mayores diferencias son de $4,1 \pm 8,6\%$ para el D50%.

E. Incertidumbre del proceso. Al añadir la desviación de la dosimetría en la CBCT a la del registro deformable, la variación del D98% de un PTV es de un $1,22 \pm 0,39\%$. Para los OARs la variación de la dosimetría del CBCT no tiene apenas efecto.

	Variación volumen		Variación HDV							
			D98		Media		D50		D2	
	Volumen (cc)	Volumen %	Dosis (cGy)	Dosis %	Dosis (cGy)	Dosis %	Dosis (cGy)	Dosis %	Dosis (cGy)	Dosis %
OAR < 25 c.c.	1.1 ± 1.4	14 ± 12	121 ± 11	11 ± 11	180 ± 210	9 ± 14	180 ± 240	10 ± 15	180 ± 380	5 ± 11
OAR > 25 c.c.	18 ± 37	9.1 ± 7.6	19 ± 46	0.8 ± 1.9	48 ± 79	2.9 ± 4.3	100 ± 220	4.1 ± 8.6	92 ± 66	1.9 ± 1.3
PTV	42 ± 34	10.7 ± 3.4	20 ± 17	0.37 ± 0.34	5.7 ± 1.5	0.094 ± 0.032	3.33 ± 0.58	0.0540 ± 0.0048	9 ± 14	0.14 ± 0.20

Conclusiones

Teniendo en cuenta la incertidumbre del cálculo de la dosis en la CBCT y del registro deformable, el valor umbral a partir del cual se podría adaptar un plan en función del D98% del PTV, es un 2% de variación respecto al plan original. Para un OAR con tamaño mayor de 25c.c. este valor aumenta a un 10% y para menores de 25c.c. puede llegar a un 30%, con factor de cobertura un $k=2$.

Bibliografía

- [1] Yan D, Vicini F, Wong J and Martinez A. Adaptive radiation therapy Phys. Med. Biol. 42, 123–32 (1997)
- [2] M. Chao, Y. Xie, and L. Xing, “Auto-propagation of contours for adaptive prostate radiation therapy,” Phys. Med. Biol. 53, 4533–4542 (2008).
- [3] R. Kashani, M. Hub, M. L. Kessler, and J. M. Balter, “A physical phantom for assessment of accuracy of deformable alignment algorithms,” Med. Phys. 34 2785–2788 (2007).
- [4] The utilization of consistency metrics for error analysis in deformable image registration Phys. Med. Biol. 54 (2009) 5561–5577
- [5] Validation of deformable registration in head and neck cancer using analysis of variance Med. Phys. 39 (11), November 2012

RapidArc® FOR HEAD AND NECK CANCER (200 PATIENTS EXPERIENCE)

Fandiño JM, Triana G, Gesto C, Díaz I, Candal A, Fernández C, Izquierdo P, Poncet M, Silva MC, Soto M, Losada C y Mariño A

Fundación Centro Oncológico de Galicia.

Correspondencia: jose.fandino@cog.es, jmflareo@gmail.com

Palabras clave: RapidArc, VMAT, Head and Neck, IMRT

Introducción y objetivos

Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) is increasingly standard for head and neck (H&N) cancer. These advances have resulted in longer treatment times when compared to 3D Conformal Radiotherapy (3D-CRT). Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) potentially enables shorter treatment time, achieving similar dose results. We report feasibility and acute toxicity profile of patients treated with moderate hypofractionation and simultaneous integrated boost (SIB) by means of Image Guided (IG)-Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) technique in the first two years from its clinical implementation at COG.

Material y métodos

Treatment plans for H&N cancer using RapidArc® (Varian Medical Systems VMAT solution) and fixed field IMRT will be compared in terms of plan quality, delivery, accuracy and efficiency. Also clinical indications, number of patients, stratified for pathology and district, basic treatment plan characteristics will be presented according to updated statistics at time of presentation. Pre-treatment quality assurance procedures and results will also be discussed.

Resultados y discusión

Since its introduction in April 2011, at the time of abstract submission, 225 patients have been treated or on treatment. This corresponds to 50% of the total number of IMRT patients at COG since 2006. Target coverage (in average D98>90%) with high sparing of organs at risk will be detailed with the final analysis. Mean number of MU per fractions were decreased by 60% for RapidArc plans, thus IG procedure was performed with daily kV imaging. Moderate hypofractionation with IG-VMAT technique showed to be safe, with a good acute toxicity profile. Concerning pre-treatment QA, Gamma Agreement Index was used with a tolerance threshold of 95% (criteria of DTA=3mm, Delta Dose=3%).

Conclusiones

RapidArc was smoothly introduced in clinical practice, results are confirming expectations and the new modality has replaced IMRT in most of the head and neck clinical indications at COG.

Bibliografía

- [1] Oliver, Mike, Isabelle Gagne, Carmen Popescu, Will Ansbacher, and Wayne A. Beckham. "Analysis of RapidArc Optimization Strategies Using Objective Function Values and Dose-Volume Histograms." *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 11, no. 1 (2010)
- [2] Venetti, Eugenio, Alessandro Clivio, Giorgia Nicolini, Antonella Fogliata, Sarbani Ghosh-Laskar, Jai Prakash Agarwal, Ritu Raj Upreti, Ashwini Budrukhar, Vedgan Murthy, Deepak Dattatray Deshpande, Shyam Kishorre Shrivastava, Ketayun Ardeshir Dinshaw, and Luca Cozzi. "Volumetric Modulated Arc Radiotherapy for Carcinomas of the Oro-Pharynx, Hypo-Pharynx and Larynx: A Treatment Planning Comparison with Fixed-Field IMRT." *Radiotherapy and Oncology* 92, no. 1 (2009)
- [3] Wilko, Verbakel, Johan Cuijpers, Daan Hoffmans, Michael Bieker, Ben Slotman, and Susan Senan. "Volumetric Intensity-Modulated Arc Therapy vs. Conventional IMRT in Head-and-Neck Cancer: A Comparative Planning and Dosimetric Study." *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 74, no. 1 (2008)

CBCT-GUIDED RapidArc® FOR STEREOTACTIC ABLATIVE RADIOTHERAPY (SABR) IN LUNG TUMORS

Fandiño JM, Silva MC, Izquierdo P, Candal A, Díaz I, Fernández C, Gesto C, Poncet M, Soto M, Triana G, Losada C y Mariño A

Fundación Centro Oncológico de Galicia.

Correspondencia: jose.fandino@cog.es, jmflareo@gmail.com

Palabras clave: RapidArc, VMAT, SABR, Lung, SBRT

Introducción y objetivos

Stereotactic ablative radiotherapy (SABR) has emerged as a standard treatment option for stage I non-small cell lung cancer (NSCLC) in patients unfit for surgery, or who refuse surgery. An increasing number of prospective phase I/II trials, as well as large single and multicenter studies have reported local control rates to be in excess of 85% for early stage NSCLC. Volumetric arc therapy (VMAT) RapidArc® with tumor-based image guidance technique will be presented as well as our preliminary observations.

Material y métodos

Five selected patients (T1-2N0 NSCLC) were treated with SABR. No external rigid immobilization was used (only arm and knee support). Planning images were acquired with a free breathing slow CT and transferred to Varian Eclipse Treatment Planning System (TPS) for VMAT optimization and dose calculation. Planning objectives were set in accordance to RTOG and AAPM protocols. SABR was delivered using online cone-beam CT guidance to a total dose of 60Gy, in 3, 5 or 8 fractions, depending on tumor size and location. Dose was prescribed to 80% isodose, where possible covering 95% of PTV.

Resultados y discusión

CBCT-guidance using soft-tissue matching on the tumor itself, rather than the bony anatomy of the patient, is essential because lung patients can have large set-up errors due to changes in anatomy between CT and treatment, weight loss, body rotations and arm positioning variability. In addition to excellent plan quality, RapidArc® SABR has the benefit of fast delivery improving the patient comfort and minimizing intrafraction motion. The SABR treatment was well tolerated with minimal acute side effects. Post-SABR lung acute patterns were observed on CT follow-up.

Conclusiones

RapidArc® VMAT allows for fast delivery of stereotactic ablative radiotherapy delivery in lung cancer treatment, requiring CBCT image guidance for accurate patient set-up and tumor position.

Bibliografía

- [1] Senan S, Palma DA, Lagerwaard FJ. Stereotactic ablative radiotherapy for stage I NSCLC: Recent advances and controversies. *J Thorac Dis.* 2011;3:189–96
- [2] Xiao Y, Papiez L, Paulus R, Timmerman R, Straube WL, Bosch WR, et al. Dosimetric evaluation of heterogeneity corrections for RTOG 0236: stereotactic body radiotherapy of inoperable stage I-II non-small-cell lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2009;73:1235–42
- [3] Timmerman R, Paulus R, Galvin J, Michalski J, Straube W, Bradley J, et al. Stereotactic body radiation therapy for inoperable early stage lung cancer. *JAMA.* 2010;303:1070–6.
- [4] Lagerwaard FJ, Haasbeek CJA, Smit EF, Slotman BJ, Senan S. Outcomes of risk-adapted fractionated stereotactic radiotherapy for stage I non-small-cell lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2008;70:685–92.
- [5] Timmerman RD, Park C, Kavanagh BD. The North American experience with stereotactic body radiation therapy in non-small cell lung cancer. *J Thorac Oncol.* 2007;2(7 Suppl. 3):S101–S112
- [6] Dachele, M., Pearson, S., Purdie, T., Bissonnette, J. P., Franks, K., & Brade, A., et al. (2008). Practical considerations arising from the implementation of lung stereotactic body radiation therapy (SBRT) at a comprehensive cancer center. *J Thorac Oncol: Official Publication of the International Association for the Study of Lung Cancer* 3, 1332–1341.
- [7] Frank SJ, Forster KM, Stevens CW, Cox JD, Komaki R, Liao Z, et al. Treatment planning for lung cancer: Traditional homogeneous point-dose prescription compared with heterogeneity-corrected dose-volume prescription. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2003;56:1308–1318
- [8] Benedict, S.H., et al., Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM Task Group 101. *Med Phys*, 2010. 37(8): p. 4078-101.

CRANIOSPINAL IRRADIATION USING RapidArc®

Fandiño JM, Silva MC, Mariño A, Candal A, Díaz I, Fernández C, Gesto C, Izquierdo P, Losada C, Poncet M, Soto M y Triana G

Fundación Centro Oncológico de Galicia.

Correspondencia: jose.fandino@cog.es, jmflareo@gmail.com

Palabras clave: RapidArc, craneospinal, VMAT, SNC

Introducción y objetivos

Cranio-Spinal Irradiation (CSI) is technically very challenging, historically field edge matching is needed because of the mechanical limitations of standard linear accelerators. The purpose of this study is to assess the Volumetric Arc Therapy (VMAT) as a competitive technique for Cranio-Spinal Irradiation (CSI) compared to the conventional 3D Conformal Radiotherapy (3D-CRT) technique.

Material y métodos

Two patients were planned for CSI with both 3D-CRT and RapidArc® (Varian Medical Systems VMAT solution). Both patients were treated in the prone position. Plans were generated using Varian Eclipse Treatment Planning System (TPS) and delivered by a Varian Clinac DHX with MLC120 and on-board imager for daily on-line image guidance. Dosimetric verification was performed with PTW Octavius and Sun Nuclear ArcCheck phantoms.

Resultados y discusión

The RapidArc® CSI plans were able to achieve similar or improved OAR sparing when compared to 3D-CRT. RapidArc® plans were able to decrease the maximum dose to all of the relevant OARs. However, for lungs and bowel, the mean doses were elevated due to the increased number of beam angles. Also RapidArc® plans resulted in a better dose coverage and homogeneity in the target volume. A possible 3mm shift had only a minor effect on the dose distribution of the RapidArc® treatment whereas with the 3D-CRT the shift would result in an unacceptable error (30-40%) of the calculated dose.

Conclusiones

The dosimetric results indicate that RapidArc® is an advantageous alternative for CSI. The "low dose bath effect" remains a controversial issue in all IMRT treatments, especially in the paediatric population.

With the RapidArc® technique only a treatment plan is required to deliver the total treatment dose, eliminating the need for field matching techniques. Moreover the resulting dose distribution is also less volatile for technical uncertainties of the treatment.

Bibliografía

- [1] Fogliata, S. Bergström, I. Cafaro, et al., (2011) Cranio-spinal irradiation with volumetric modulated arc therapy: a multi-institutional treatment experience. *Radiotherapy & Oncology*, vol. 99, pp. 79–85
- [2] Otto K (2008) Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single arc. *Med Phys* 35:310–317
- [3] Lee YK, Brooks CJ, Bedford JL et al (2012) Development and evaluation of multiple isocentric volumetric modulated arc therapy technique for craniospinal axis radiotherapy planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 82(1):495–496
- [4] Seppälä J, Kulmala J, Lindholm P et al (2010) A method to improve target dose homogeneity of craniospinal irradiation using dynamic split field IMRT. *Radiother Oncol* 96(2):209–215
- [5] Sharma DS, Gupta T, Jalali R et al (2009) High-precision radiotherapy for craniospinal irradiation: evaluation of three-dimensional conformal radiotherapy, intensity-modulated radiation therapy and helical tomotherapy. *Br J Radiol* 82(984):1000–1009
- [6] Pai Panandiker A, Ning H, Likhacheva A et al (2007) Craniospinal irradiation with spinal IMRT to improve target homogeneity. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 68(5):1402–1409
- [7] Hall EJ, Wu CS (2003) Radiation-induced second cancers: the impact of 3D-CRT and IMRT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 56(1):83–88

VERIFICACIONES PARA CONTROL DE CALIDAD DE LA CUÑA DINÁMICA EN LAS UNIDADES DE TRATAMIENTO Y EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN

Mateos Salvador P, Rodríguez López B, Font Gelabert J, Hernández Rodríguez J y Ariño Gil A

Hospital Univeristari Son Espases/Servicio de Radiofísica Hospitalaria, Palma de Mallorca.

Correspondencia: pedro.mateos@ssib.es

Palabras clave: Cuña dinámica, GSTT, control de calidad

Introducción y objetivos

La utilización en los aceleradores lineales Clinac DHX para uso clínico de cuñas dinámicas EDW como elementos modificadores del haz generados por el sistema informático de control del propio acelerador, exige un programa de control de calidad de estas cuñas dinámicas que verifique periódicamente sus características dosimétricas y las valide frente a su modelo teórico golden segmented treatment table (GSTT) y a los registros automáticos del acelerador (Dynamic Logs)[1]. El modelado de las cuñas por los algoritmos del planificador también debe ser validado y contrastado con las medidas experimentales realizadas. El objetivo de este trabajo es verificar la implantación de la cuña dinámica mejorada (EDW) de Varian en el sistema de planificación Eclipse y la determinación experimental de los parámetros que definen las características dosimétricas de la cuña dinámica mejorada de nuestras unidades de tratamiento[2].

Material y métodos

Nuestro hospital dispone de tres aceleradores lineales de la marca Varian, uno del modelo Clinac DHX HP y los dos restantes del modelo Clinac DHX. La instrumentación utilizada para realizar las medidas del factor de cuña incluye un electrómetro de dosimetría absoluta IBA Dose1, una cámara cilíndrica tipo Farmer sumergible IBA FC65G y un maniquí IBA WP1D. Para la comprobación del rendimiento en profundidad se ha utilizado el analizador de haces IBA Blue Phantom 2 con un electrómetro IBA CCU y los detectores de IBA, controlado por el programa OmniPro Accept. La medida de los perfiles en el eje de la cuña se han realizado con la matriz lineal IBA LDA99 y el programa OmniPro Accept. Las comprobaciones bidimensionales en el plano XY se han obtenido con el programa OmniPro IMRT a partir de la matriz bidimensional IBA Matrixx y de películas XOMAT V digitalizadas con un escaner Epson 10000XP. Los datos de planificación se generan con la Versión 10 del programa Eclipse utilizando el algoritmo AAA, con un maniquí homogéneo que simula las condiciones experimentales de radiación y reproduce la geometría de las medidas. La medida del factor de campo se obtiene mediante el cociente de la carga acumulada por el electrómetro cuando se irradia la cámara cilíndrica sumergida en el maniquí de agua con campo con cuña y con campo abierto. El rendimiento en profundidad del haz se determina con el cociente D100/D200 que se obtiene utilizando el modo absoluto del programa OmniPro Accept y acumulando la carga producida en el detector semiconductor durante la irradiación del detector semiconductor a tres profundidades diferentes d_{max} , d_{100} y d_{200} . La comparación de perfiles sobre el eje del campo de radiación en el cual actúa el filtro en cuña, se realiza exportando un perfil de dosis desde el planificador Eclipse que reproduce la STT de Varian para cada energía, con un intervalo espaciado de puntos igual a la separación de los diodos de la matriz lineal y calculando la diferencia entre los valores experimentales y los teóricos. El ángulo de la cuña también lo comprobamos siguiendo el procedimiento descrito en el protocolo de la SEFM para el control de calidad de aceleradores lineales. Las dos distribuciones de dosis bidimensionales en el plano XY obtenidas experimentalmente con la matriz bidimensional y con la película de verificación, se comparan con las generadas por el planificador utilizando un índice gamma con los criterios 2%/2 mm y 3%/3 mm.

Resultados y discusión

Los resultados del factor de cuña coinciden con los reseñados en la bibliografía con una discrepancia inferior al 1%. El índice de calidad rendimiento en profundidad de la cuña dinámica para cada haz de radiación es igual al índice de calidad del campo abierto y presentan unas discrepancias inferiores al 1% respecto al planificador. Los perfiles de la cuña medidos con la matriz lineal coinciden con los generados en el planificador con discrepancias que van desde valores inferiores al 1% hasta el 3% dependiendo del ángulo de la cuña. El ángulo de la cuña obtenido con el procedimiento del protocolo de la sefm[3] coincide con el nominal con una diferencia máxima del 1%. Las distribuciones de dosis bidimensionales en el plano XY tanto de la matriz bidimensional como de la película radiográfica permiten obtener un índice gamma al compararlas con las distribuciones generadas por el sistema de planificación del 96% y del 100% según el criterio aplicado.

Conclusiones

La concordancia entre las medidas experimentales y los valores exportados del planificador y los registrados en la consola del acelerador permite asegurar que:

1. La cuña dinámica de las tres unidades funciona correctamente y se ajusta al modelo teórico.
2. Los datos introducidos en el planificador modelan y reproducen correctamente la distribución dosimétrica obtenida experimentalmente generada por el sistema informático del acelerador y los registros de los campos dinámicos que genera el ordenador de control del acelerador.

Bibliografía

- [1] Liu C, Li Z, and Palta JR. Characterizing output for the Varian enhanced dynamic wedge field. *Med Phys.* 26(1), 64-70, 1998.
- [2] S. X. Chang, J.P. Gibbons. Clinical implementation of non physical wedges. AAPM refresher course. 1999.
- [3] Arregui Castillo G, Cesteros Morante MJ et al. Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico. SEFM (Marzo 2007).

CONTROL DE CALIDAD DE MULTILÁMINAS CON UN SISTEMA DE IMAGEN PORTAL

Pérez Azorín JF¹, Lupiani Castellanos J¹, Espinosa Sola JM¹, Ortiz de Zárate Vivanco R¹ y Ramos García LI²

¹Unidad de Protección Radiológica y Radiofísica Hospital Universitario de Cruces. Baracaldo. Vizcaya

²Departamento de Oncología. Clínica Universitaria de Navarra. Pamplona.

Correspondencia: javier.lupianicastellanos@osakidetza.net

Palabras clave: Multiláminas, sistema de imagen portal.

Introducción y objetivos

En la radioterapia de intensidad modulada (IMRT), la modulación se realiza utilizando el colimador multiláminas (MLC). Al realizar la calibración del MLC corremos el riesgo de introducir un error sistemático en la posición de las láminas del MLC, al tener una incertidumbre de posicionamiento en la calibración de ± 2 mm. Las diferencias entre las posiciones de las láminas de nuestro plan de tratamiento y las posiciones ocupadas realmente por éstas, pueden llevar a variaciones de dosis considerables [1]. En el presente trabajo se presenta el método seguido en nuestro centro para realizar el control de calidad del MLC tras las calibraciones del servicio técnico, así como de seguimiento periódico del posicionamiento del MLC para detectar posibles desviaciones.

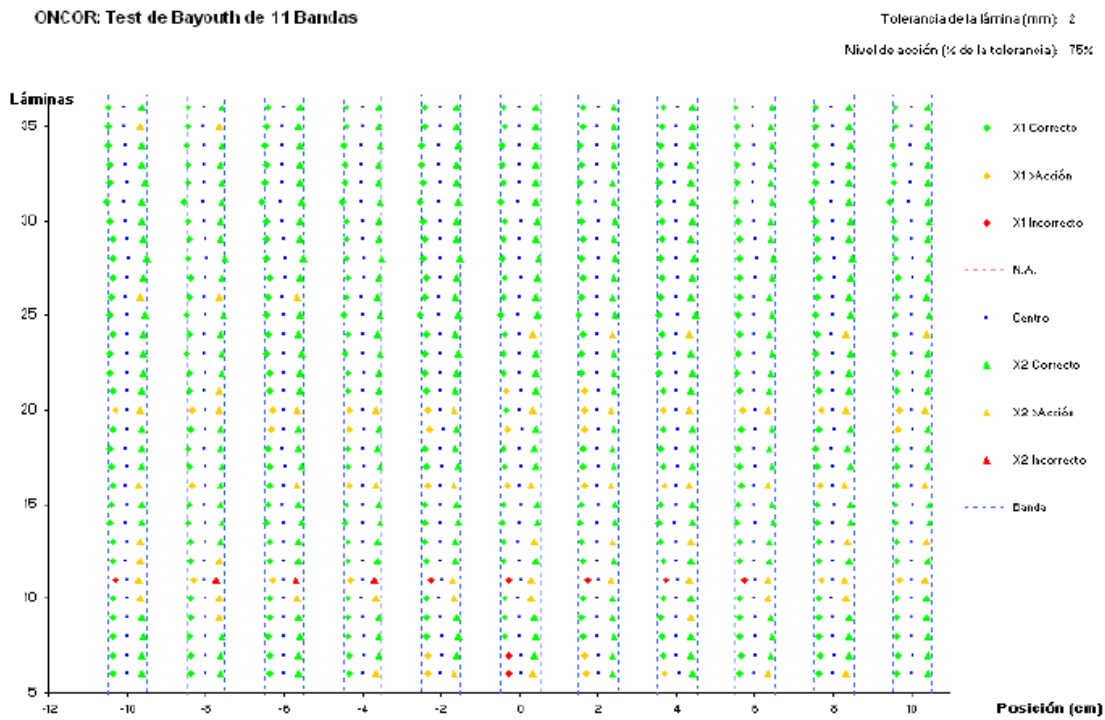
Material y métodos

Las medidas se realizan en un acelerador lineal Siemens ONCOR Impression (Siemens Medical Systems, Concord, CA, USA) que incorpora un cabezal multiláminas OPTIFOCUS de 82 láminas, 39 pares (del 2 al 39) de 1cm de ancho y 2 pares (1 y 41) de 5 cm de ancho en el isocentro.

La posición de las láminas se mide mediante un sistema de imagen portal (EPID) de silicio amorfo OPTIVIUE 500 (Siemens Medical Systems, Concord, CA, USA) con una matriz de 512x512 píxeles y un tamaño de campo de 41cm x 41cm. Para la realización del control del MLC se utiliza el método descrito en [2], utilizando fotones de 6 MV y el EPID a una distancia de 115cm del isocentro, se toma una imagen de once campos estáticos con 10 UM cada uno. Dichos campos consisten en bandas de 10mm de anchura y 300mm de largo separadas unas de otras en 20mm ($X1^1=-105$ mm, $X2^1=-95$ mm; $X1^2=-85$ mm, $X2^2=-75$ mm; ...; $X1^i=95$ mm, $X2^i=105$ mm, con X_i^j ; i = bancada 1 ó 2, j =banda 1, ..., 11). Una vez obtenida la imagen, mediante un software desarrollado en nuestro centro, transformamos en la imagen de valor de píxel a valor de dosis y ajustamos el perfil de dosis utilizando una suma multiparamétrica de funciones sigmoideas. De este modo, dado que uno de los parámetros es la posición de la lámina en cada banda, tenemos para los pares de láminas visibles, del 6 al 36, veintidós puntos en los que podemos comprobar la desviación de su posición con respecto a la esperada.

Resultados y discusión

El análisis de los datos obtenidos de las imágenes se realizan exportando las posiciones de los 31 pares de láminas, obtenidos al procesar la imagen con nuestro programa, a una hoja de cálculo. De manera que tenemos información del comportamiento de las láminas en once puntos diferentes de su recorrido, desde la posición -95mm hasta la posición 105mm, que además podemos representar (ver imagen) de manera rápida y sencilla. De este modo podemos detectar de modo rápido y eficiente cualquier variación en el comportamiento del multiláminas y así poder actuar si así fuera necesario.



Conclusiones

El método expuesto, se presenta como una opción válida para el control de calidad del MLC. Se trata de un método rápido, al no llevar más de 10-15 minutos desde la toma de la imagen hasta tener los resultados.

Bibliografía

- [1] Woo M.K., Nico A. Impact of multileaf collimator leaf positioning accuracy on intensity modulation radiation therapy quality assurance ion chamber measurements. Med Phys 2005; 32: 1440-1445.
- [2] Bayouth J.E., Wendt D., Morrill S.M. MLC quality assurance techniques for IMRT application. Med Phys 2003; 30:743-750

VERIFICACIÓN DEL ALGORITMO DE SUMA DE FLUENCIAS PARA CONTROL DE CALIDAD EN IMRT

Candela Rodríguez F, Cámara Turbí A, Melchor Íñiguez M y Martínez Rodríguez D

Srv. de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de La Ribera. Alzira.
Correspondencia: fcandela@hospital-ribera.com

Palabras clave: IMRT, control de calidad, película radiocrómica, matriz 2D

Introducción y objetivos

En el control de calidad previo a cada tratamiento de IMRT se realizan diversas medidas de cara a verificar la coincidencia entre el tratamiento real y los datos del planificador. Típicamente se verifican los valores de dosis absoluta en diversos puntos de un maniquí, la distribución de dosis de todos los campos (fluencias individuales), y la distribución de dosis para el tratamiento completo (fluencia global). Además, en nuestro hospital se realiza una reconstrucción de la dosimetría 3D a partir de las fluencias individuales. La fluencia del tratamiento completo puede obtenerse tanto mediante una nueva irradiación al efecto como sumando las medidas de las fluencias individuales de cada campo, ahorrando con ello tiempo de máquina. La fluencia global de estas pruebas previas se usa como referencia para comparar con los controles semanales de los pacientes en tratamiento, donde se vuelve a medir a fin de controlar la constancia del acelerador (sobre todo equivalencia de dosis y posición del MLC).

Comparamos en este trabajo la distribución de dosis para el tratamiento completo medida con la obtenida combinando los datos de las fluencias de los campos individuales.

Material y métodos

Las medidas de fluencias se han realizado con dos métodos: película radiocrómica (EBT-3 de Gafchromic) y matriz de diodos (Mapcheck2 de Sun Nuclear). El software de la matriz de diodos, el SN-Patient, permite mediante su función “combine” sumar campos individuales para crear la imagen del tratamiento completo, tanto con las medidas del Mapcheck2 como con las de película radiocrómica. Cada mapa de fluencia se compara con el correspondiente del planificador (Pinnacle 8.0 m, 2 mm de resolución), usando la función gamma en dosis absoluta (3%, 3mm), y para los cuatro casos anteriormente citados (película completo, película campo a campo sumados, mapcheck2 completo, y mapcheck2 campo a campo sumados). La reconstrucción 3D de la dosimetría a partir de las fluencias de cada campo se realiza con el software 3DVH de Sun Nuclear. Se han analizado 50 casos con el Mapcheck2, y 6 de ellos con películas radiocrómicas.

Resultados y discusión

En promedio, la fluencia global obtenida con la función “combine” se diferencia de la medida en un $(-0.03 \pm 0.42)\%$ para medidas con el Mapcheck2, y en un $(0.13 \pm 0.55)\%$ para medidas con películas. Actualmente en nuestro servicio se está poniendo en marcha la verificación de los pacientes de IMRT mediante imagen portal (EPIDose), esperamos obtener resultados similares con las ventajas de un aumento de resolución respecto al Mapcheck2 y de un ahorro de material fungible respecto a las películas radiocrómicas.

Conclusiones

Se considera que la función “combine” reproduce adecuadamente la imagen combinada previa, y que por ello no hace falta hacer una irradiación extra para obtenerla.

En controles semanales de pacientes de IMRT, donde se busca la constancia en el comportamiento del acelerador y no la aprobación del plan, se considera adecuada la realización de una medida del tratamiento completo con posterior comparación con la combinada de las pruebas previas al tratamiento. De este modo se agilizan las medidas y, en el caso de las películas, se obtiene un ahorro de material.

Bibliografía

[1] ESTRO BOOKLET N° 9: Guidelines for the verification of IMRT. 2008 by ESTRO

ESTUDIO COMPARATIVO DE DOS SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO

 Ramos Caballero LJ¹, Quiñones Rodríguez LA¹ y Lupiani Castellanos J²
¹Hospital Universitario Puerta del Mar. Cádiz.

²Hospital Universitario de Cruces. Bilbao.

Correspondencia: josramos78@gmail.com

Palabras clave: Planificador, TPS, SCC, Pinnacle³, PCRT3D v6

Introducción y objetivos

Recientemente se ha incorporado a nuestra unidad una nueva versión del sistema de planificación de tratamiento o TPS (PCRT3D v6, Técnicas Radiofísicas,S.L) que lleva incorporado un algoritmo de superposición de cono colapsado (SCC), para sustituir el existente en la versión anterior (PCRT3D v5), un Clarkson con corrección de heterogeneidad por potencias del TAR. Nuestra unidad dispone además del TPS Pinnacle³ v9.0 (Philips Medical System) que también posee un algoritmo SCC. El objetivo del presente estudio es el de comparar la implementación práctica de los dos algoritmos de cálculo, haciendo uso del criterio γ 3%,3mm, en dosimetrías clínicas localizadas en el pulmón, utilizando los TPS PCRT3D v6 y Pinnacle³ v9.0. También se han comparado perfiles de dosis absorbidas en situaciones de medios homogéneos y geometrías sencillas, para analizar la influencia del modelado del acelerador en los resultados.

Material y métodos

Para realizar la comparación entre los TPS, se han utilizado 9 planificaciones (una de ellas con hemicampos) de patologías de pulmón, realizadas entre diciembre de 2012 y enero de 2013 con un acelerador Oncor Impression (Siemens) de energía nominal 6 MV y equipado con un MLC de 160 láminas. El estudio se ha llevado a cabo elaborando inicialmente la planificación en PCRT3D v6 con un algoritmo de SCC , grid de 3 mm y reproduciendo el número de haces, unidades monitor por campo, posiciones de láminas, isocentro, etc... en Pinnacle³ v9.0.,y aplicando el mismo algoritmo. Se han obtenido los mapas de fluencias en el plano del isocentro para los distintos planificadores y se ha usado el software Verisoft 4.0 (PTW, Freiburg) para efectuar la comparación mediante el criterio γ 3%,3mm.

Resultados y discusión

En la figura I se ha representado para cada paciente, el resultado del análisis comparativo de los mapas de fluencia entre los diferentes TPS, siendo los puntos coloreados en rojo o azul aquellos que no superan el criterio γ 3%,3mm (en la tabla I están indicados tanto el número de puntos evaluados como el resultado del análisis γ 3%,3mm). Análogamente, en la figura II se presenta el correspondiente análisis de diferencias en el caso de distintos tamaños de campos cuadrados, con y sin cuña virtual y en un medio homogéneo (los resultados correspondientes quedan recogidos en la tabla II) Si no considerásemos influencia alguna del modelado, en 8 de los casos las discrepancias atribuibles al algoritmo de cálculo serían menores al 3%. En los otros 2 casos vemos diferencias del 8% (tabla I), que en parte estarían justificados por corresponder a los campos más pequeños estudiados, donde menos precisión presenta un algoritmos de convolución – superposición. Por otro lado, en vista de los resultados obtenidos en maniquis homogéneos (tabla II), donde podemos extraer información del modelado del acelerador, observamos que son también los campos pequeños los que mayores diferencias presentan. Esto se debe a diferencias en la zona de los “hombros” de los perfiles de dosis, aumentado ésta, a medida que el tamaño de campo disminuye.

Paciente	nº de Puntos de Dosis	γ 3%, 3mm
1	199808	99.8 %
2	149760	98.7 %
3	217936	99.2 %
4	425744	98.6 %
5	379350	98.2 %
6	423640	99.6 %
7	263730	99.8 %
8	77675	92.8 %
9*	160704	97.1 %
9**	104544	92.0 %

TABLA I

* Hemicampo superior

** Hemicampo inferior

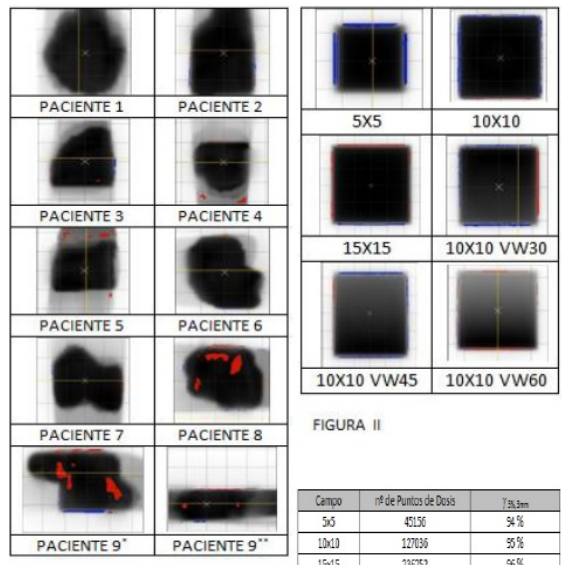


FIGURA I * Hemicampo superior
** Hemicampo inferior

FIGURA II

Campo	nº de Puntos de Dosis	T _{95,5cm}
5x5	42156	94 %
10x10	127036	95 %
15x15	236252	96 %
10x10 VW30	128880	95 %
10x10 VW45	86400	97 %
10x10 VW60	121080	98 %

TABLA I

Conclusiones

De la comparación de las dosimetrías clínicas entre los planificadores deducimos que las diferencias son en la mayoría de los casos inferiores al 3% y sólo en los casos donde el tamaño de campo es pequeño, encontramos discrepancias significativas, aunque justificables. Por un lado está la distinta implementación del algoritmo de cálculo y por otro, el modelado del acelerador. Esperamos poder asignar un porcentaje más exacto a cada una de estas contribuciones en trabajos posteriores

Bibliografía

- [1] Ahnesjö A. "Collapsed convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media" Med. Phys 1989;16:577-92
- [2] Daniel A. Low "Evaluation of the gamma dose distribution comparison method". Department of Radiation Oncology. St Louise 2003

CONSECUENCIAS DOSIMÉTRICAS DE LA EXACTITUD EN LA POSICIÓN DE LAS SEMILLAS EN UN IMPLANTE DE SEMILLAS DE I-125 EN PRÓSTATA

Luquero Llopis N, Ferrer Gracia C, Huertas Martínez C, Huerga Cabrerizo C, Corredoira Silva E y Serrada Hierro A

Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz. Madrid.
Correspondencia: nailullos@hotmail.com

Palabras clave: Braquiterapia, Próstata, Dosimetría

Introducción y objetivos

Los controles de calidad de los equipos utilizados para la realización de implantes de semillas de baja tasa en próstata, van destinados a vigilar, tanto la actividad de las semillas y el cálculo de planificación, como el posicionamiento de las mismas en el interior del paciente. El objetivo del presente trabajo es, utilizando el sistema de Nucletron Spot Pro y SeedSelectron, valorar las posibles consecuencias dosimétricas relacionadas con la posición de las semillas.

Material y métodos

En nuestro hospital los implantes de semillas de baja tasa en próstata se realizan con un ecógrafo con sonda transrectal para obtener las imágenes de la próstata sobre las que realizar la planificación y controlar el implante. Integrado en el sistema First se encuentra el SpotPro de Nucletron, que combina imágenes 3-D de ultrasonidos con la capacidad de realizar la planificación del tratamiento en tiempo real. Se encarga también de controlar un motor que maneja la sonda durante el implante. La dispensación automática de las semillas se realiza con el SeedSelectron. Se han contemplado diferentes situaciones derivadas del uso de este sistema que harían que la dosimetría no resultara tal y como la hemos planificado. Las situaciones planteadas proceden de errores en el manejo del equipo o bien de errores de calibración derivados de un control de calidad incompleto. Principalmente, estas situaciones serían el desplazamiento del plano base en el tratamiento y la diferencia de criterio en la posición del origen de las semillas entre el SeedSelectron y el SpotPro. Durante la intervención es importante mantener el plano base constante ya que todo el sistema tiene como referencia el mismo. En el caso de que haya un desplazamiento del plano base, si no es corregido al insertar las agujas y semillas, la dosimetría se verá afectada desplazándola en su conjunto tanto como se haya desplazado el plano base. Tanto el programa SpotPro como el SeedSelectron colocan una semilla centrada en plano base, en el caso de que hubiera diferencia de criterios, y uno de los dos dispositivos considerara que la semilla de plano base no está centrada en dicho plano, sino que se coloca a continuación del mismo, tendríamos la dosimetría desplazada 2.5mm hacia ápex o hacia la base. Se ha realizado un escaneo a un maniquí de próstata de CIRS modelo 053-I y como en un tratamiento real, el radioterapeuta ha realizado la delimitación del volumen blanco y órganos de riesgo, uretra y recto. Posteriormente se ha realizado la planificación y se ha tomado como punto de referencia los valores obtenidos de D90, V100, y V150 para el volumen blanco, el D10 y el D30 para la uretra, y para el recto, el D2cc y D0.1cc. tal y como se recomienda en el informe 137 de la AAPM [1]. Se ha realizado una planificación sobre el mismo escaneo y delimitación de volúmenes, con la misma distribución de agujas y semillas desplazada 2.5mm y 5mm hacia ápex y 2.5mm y 5mm hacia la base y se han obtenido los mismos parámetros para comparar con la dosimetría de referencia.

Resultados y discusión

De los resultados obtenidos se observa que un desplazamiento global de la distribución de semillas afecta en mayor medida a la dosimetría del volumen blanco frente a la dosimetría de los órganos de riesgo, recto y uretra. Concretamente, un desplazamiento global de 2.5 mm hacia la base modifica el porcentaje de dosis máxima en el 90% del volumen en un 4% aproximadamente respecto a valor que se encontraría si no hubiera desplazamiento. Los valores obtenidos en un desplazamiento de 5 mm hacia la base no son representativos ya que no se disponía de imágenes a esa distancia. A pesar de ello se desplazó la dosimetría, perdiéndose la contribución de las semillas en el plano base y observando la misma tendencia decreciente en cuanto al D90 (%). Los órganos de riesgo se ven afectados en menor medida, hasta un 2% en la dosis que recibe el 10% del volumen de uretra, e inferior al 2% en el porcentaje de dosis que recibe 0.1cc de recto.

TARGET- PROSTATA	Desplazamiento (+ hacia ápex, - hacia base)	V100 (%)	V150 (%)	D90 (%)
	0 mm	98.12	52.69	117.09
	+2.5 mm	98.27	52.17	116.78
	+5 mm	95.43	49.39	113.87
	-2.5 mm	95.6	50.36	114.48
	-5 mm	86.91	42.58	87.51

ORGANO RIESGO- URETRA	Desplazamiento (+ hacia ápex, - hacia base)	D10 % (G ₇)	D30 % (G ₇)
	0 mm	170.72	166.38
	+2.5 mm	171.68	166.82
	+5 mm	173.16	167.45
	-2.5 mm	170.56	166.24
	-5 mm	167.51	161.15

ORGANO RIESGO- RECTO	Desplazamiento (+ hacia ápex, - hacia base)	D0.1cc (% dosis)	D2cc (%dosis)
	0 mm	91.53	64.45
	+2.5 mm	90.35	64.31
	+5 mm	89.64	64.73
	-2.5 mm	91.81	64.13
	-5 mm	90.02	62.52

Conclusiones

Se ha comprobado que el desplazamiento del plano base en el tratamiento o la diferencia de criterio en la posición del origen de las semillas entre el SeedSelectron y el SpotPro pueden conducir a cambios significativos en la dosimetría del volumen blanco. Es importante comprobar en el control de calidad el punto de referencia en la semilla que toma el equipo al posicionarlas, ya que como se ha mostrado en este trabajo, según el punto que se considere, la dosimetría se verá modificada.

Bibliografía

[1] Nath R, Bice WS., Butler WM., Chen Z. , Meigooni AS., Narayana V., Rivard MJ., Yu Y. AAPM recommendations on dose prescription and reporting methods for permanent interstitial brachytherapy for prostate cancer: Report of Task Group 137 Med Phys. 2009 November; 36(11): 5310–5322

APLICACIÓN DE LA TÉCNICA DE SBRT CON SISTEMA DE COMPRESIÓN EXACRADLE E IGRT

Velázquez Miranda S¹, Montero Perea E² y Ortiz Seidel M³

1 Servicio de Radiofísica. Hospitales Universitarios Virgen del Rocío. Sevilla.

2 Servicio de Radioterapia. Hospitales Universitarios Virgen del Rocío. Sevilla.

3 Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla.

Correspondencia: santiago.velazquez.miranda@gmail.com

Palabras clave: SBRT, IGRT, Inmovilización

Introducción y objetivos

La implementación de la técnica conocida como Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) en tumores pulmonares y abdominales, que pueden desplazarse centímetros durante el ciclo respiratorio, hace obligado el control de éste. Tres técnicas se han desarrollado para su abordaje: tracking, gating y compresión diafragmática [1]. Las dos primeras precisan colaboración del paciente, presentan requerimientos técnicos complejos y largos tiempos de tratamiento. En cuanto a la última opción, sólo es factible cuando las condiciones del enfermo son favorables, lo cual es infrecuente. El presente trabajo estudia un nuevo sistema de inmovilización denominado eXaCradle (Anatomical Geometry), que permite la reducción del movimiento en tumores pulmonares y abdominales sin comprometer el movimiento diafragmático, lo que permite optimizar los tratamientos en esta área. Se presenta todo el proceso seguido desde la simulación del tratamiento, su diseño y su administración apoyada por técnicas de Image Guided Radiotherapy (IGRT).

Material y métodos

El sistema eXaCradle combina 8 puntos de compresión con modificaciones angulares que proporcionan gran cantidad de grados de libertad para personalizar la compresión para cada paciente y localización tumoral. El proceso de simulación TC comienza con la adquisición de un estudio secuencial lento del paciente colocado en el dispositivo sin compresión y en respiración libre. Sobre este estudio se aprecia la imagen desdibujada del tumor que nos permite seleccionar la combinación de presiones más adecuada en las direcciones en las que se observa con mayor intensidad el efecto. De esta forma se limita en lo posible el movimiento respiratorio en la zona de la lesión. Se realiza un segundo estudio lento una vez efectuada la compresión, para asegurar que se consigue el efecto buscado. En caso afirmativo se procede a inyectar el contraste y realizar un nuevo estudio rápido en condiciones de diagnóstico normales y respiración contenida. El contorno de los órganos de riesgo y el tumor se realiza sobre el estudio de diagnóstico que muestra una imagen congelada de la zona. Seguidamente se fusiona éste con el estudio lento con lo que alrededor del contorno tumoral ya definido, aparecerá una zona difuminada fruto del movimiento residual, que corresponde al llamado Internal Target Volume (ITV). A partir de este volumen se añade el margen de set-up adecuado para obtener finalmente el volumen de planificación o PTV. El diseño del tratamiento se realiza sobre el estudio lento ya que la información de densidades correspondiente a esta imagen es la más aproximada a la que resulta durante el tratamiento real. Tanto la fusión de imágenes como el diseño del tratamiento se realizan con el sistema de planificación Pinnacle v.9.2 (Philips), mientras que la verificación previa al tratamiento se realiza con el conjunto matriXX-Compass (iba). Antes de cada fracción se realiza una comprobación mediante kV-CBCT con el sistema XVI (Elekta) en la que la imagen obtenida se hace corresponder con la de planificación mediante un primer ajuste a hueso y luego, centrando la zona de la lesión, mediante un segundo ajuste fino. Al ser éste un tipo de adquisición lenta y, por lo tanto, promediada sobre varios ciclos respiratorios, se debe observar cómo la zona desdibujada correspondiente al tumor no sobrepasa el volumen contorneado como PTV. Para verificar que la inmovilización minimiza el movimiento intra-fracción se realiza sistemáticamente una segunda adquisición con el sistema XVI al finalizar el tratamiento.

Resultados y discusión

Se han tratado hasta la fecha un total de 10 pacientes, 9 de ellos tumores primarios y una recaída local. El número de sesiones ha sido variable (3 a 5) y la dosis se encuentra en el rango de 40-50Gy. En cuanto a los resultados obtenidos, los TCs de control a los 3 meses muestran respuesta completa en 8 de los casos y el PET realizado a los 6 meses la muestra en 2 de ellos. No se ha producido ningún caso de neumonitis G3 y sólo un caso de G1. No se ha producido esofagitis G2. El análisis de los movimientos intra-fracción arroja un valor de error sistemático poblacional de 0,4mm, 0,5mm y 0,9mm en las direcciones lateral, antero-posterior y craneo-caudal respectivamente. El error aleatorio poblacional medido es de 0,5mm, 0,5 mm y 1mm. El sistema eXaCradle demuestra ser un sistema de inmovilización eficaz a la hora de limitar el movimiento de la lesión, tal y como se deduce de la diferencia en las imágenes resultantes de los estudios lentos sin y con compresión (ver fig.1). El hecho de contornear tanto el tumor como los órganos de riesgo en el estudio rápido en respiración contenida, nos permite evitar artefactos de

movimiento que de otra manera distorsionaría los volúmenes. La fusión de este estudio con el estudio lento nos proporciona de una manera personalizada y real la imagen del ITV, así como una distribución de densidades electrónicas en la zona similar a la que se va a producir realmente durante el tratamiento lo que permite un cálculo más preciso. Por otra parte, la verificación previa a cada fracción mediante XVI permite comprobar cómo la imagen de CBCT adquirida, que dado el tiempo necesario para su adquisición está promediada en varios ciclos respiratorios, no sobrepasa el volumen delimitado como PTV.

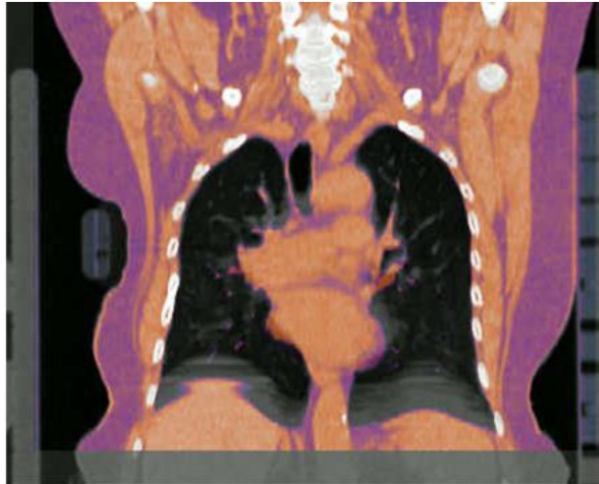


Fig. 1 Imagen de la fusión del TC lento (en tonos de gris) con el TC de diagnóstico (en tonos GEM). Se muestra el efecto de la compresión así como el difuminado debido al movimiento respiratorio.

Conclusiones

El sistema presentado permite realizar una inmovilización flexible, adecuada, soportable y personalizada del paciente en casos de tumores pulmonares y abdominales. El proceso de contorneo previo nos permite asegurar perfectamente el volumen que se pretende irradiar. Finalmente, la opción del uso de IGRT en cada sesión, permite un registro tridimensional real del tumor.

Bibliografía

[1] Benedict SH, Yenice KM, Followill D et al. Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101. *Med Phys* 2010;37:4078-4101

VIABILIDAD DEL USO DE LA PET/TC CON ^{18}F _COLINA PARA AUMENTAR LA DOSIS EN LAS LESIONES INTRAPROSTÁTICAS EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA DE CÁNCER DE PRÓSTATA

García Hernández T¹, Vicedo González A¹, Pastor Peidró J², López Torrecilla J², Rosello Ferrando J¹, Brualla González L¹, Granero Cabañero D¹, Ferrer Rebolleda J³ y Sánchez Jurado R³

¹Servicio de Radiofísica. ERESA. Hospital General de Valencia. Valencia.

²Servicio de Radioterapia. ERESA. Hospital General de Valencia. Valencia.

³Servicio de Medicina Nuclear. ERESA. Hospital General de Valencia. Valencia.

Correspondencia: mtrinitat@eres.com

Palabras clave: Próstata, Colina, PET/CT, boost integrado

Introducción y objetivos

Estudiar la viabilidad de una escalada de dosis superior a 80 Gy en las lesiones intraprostáticas (LI), definidas mediante ^{18}F -Fluorocolina PET/TC, analizando la variación de la dosis en los Órganos de Riesgo (OR) respecto a la planificación tradicional con TC.

Material y métodos

Se realizó un estudio dinámico PET a 10 pacientes con adenocarcinoma prostático y otro convencional 30 min después de la inyección de 5-7 mCi de ^{18}F -fluorocolina en un PET/TC-Gemini-TF-Philips. Las LI se definieron de modo que el cociente del "Standardized uptake value" lesión intraprostática probable/fondo glándula prostática fuera >2 . Se generaron dos planes de tratamiento con y sin sobreimpresión de la LI. Se compararon las dosis que reciben el 15, 25, 35 y 50 % (D15, D25, D35 y D50) del volumen rectal con ambas planificaciones y con las restricciones del protocolo de nuestro servicio.

Resultados y discusión

La variación en la dosis rectal entre el tratamiento con y sin sobreimpresión depende de la localización de la LI así como de la relación entre su volumen y el prostático. Con la información metabólica del PET-TC se obtuvo un incremento medio de la dosis en recto de D15:1.4%, D25:1.2%, D35:1% y D50:1.5%. Para LI a una distancia superior a 8mm del recto, el incremento de la dosis es despreciable. La dosis rectal se mantiene por debajo de las restricciones de nuestros protocolos.

Conclusiones

La escalada de dosis en las LI, definidas mediante ^{18}F -fluorocolina PET/TC, supone un incremento leve de la dosis en recto manteniéndose en todos los casos dentro de los límites de tolerancia de los OR.

Bibliografía

[1] Intensity-Modulated Radiotherapy for Prostate Cancer Implementing Molecular imaging with ^{18}F -Choline PET-CT to define a simultaneous Integrated Boost. Strahlentherapie und Onkologie, 2010 september, 11:600-604

OPTIMIZACIÓN GEOMÉTRICA MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO DE MINIHACES DE RADIACIÓN SINCROTRÓN

Manchado de Sola F¹, Vilches Pacheco M², Lallena Rojo AM³ y Prezado Y⁴

¹Servicio de Radiofísica. Hosp. Juan Ramón Jiménez, Huelva.

²Servicio de Radiofísica, Hosp. Univ. San Cecilio. Granada.

³Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Granada. Campus Universitario de Fuentenueva. Granada.

⁴Laboratoire Imagerie et Modélisation pour la Neurobiologie et la Cancérologie. Centre National Recherche Scientifique. France.

Correspondencia: franciscomanchadodesola@gmail.com

Palabras clave: Radioterapia, Minihaces, Técnicas Monte Carlo

Introducción y objetivos

Aún en fase de ensayo, la radioterapia con minihaces (MBRT) se presenta como una prometedora forma de tratamiento. Consiste en la irradiación con haces constituidos por un grupo de franjas paralelas de radiación y sombra (picos y valles), cada una de las cuales tiene anchura del orden de micras. Dos de estos peines de radiación pueden solaparse en la región que se desea irradiar de forma que se logre una irradiación uniforme. Fuera de esta región, el tejido sano es irradiado de forma no uniforme, lo que facilita la regeneración tisular del tejido dañado a partir de las franjas de tejido no irradiado. Uno de los problemas de esta técnica es el efecto crítico que el movimiento de los tejidos tiene en la calidad terapéutica, pues este movimiento emborrona los picos y valles del haz, provocando la reducción de la diferencia de dosis entre las regiones irradiadas y de sombra. Estudiamos, utilizando simulación Monte Carlo, el efecto que el pulsado cerebral provocado por el latido cardíaco tiene en la razón de dosis pico-valle (PVDR) en radioterapia craneal con minihaces, en función de la anchura de pico y la tasa de irradiación.

Material y métodos

Hemos utilizado el código PENELOPE (v.2008) por ser especialmente adecuado para las bajas energías usadas en MBRT. Simulamos un haz pincel de 1 μm sobre un maniquí antropomórfico de cabeza. Con los resultados de esta simulación reconstruimos por superposición los minihaces considerados, con diferentes anchuras de pico. Los minihaces que estudiamos abarcan campos de 2 cm x 2 cm y poseen una anchura de pico igual a la separación entre los propios picos. Hemos estudiado para estos minihaces la PVDR, la anchura a mitad de altura y la penumbra.

Resultados y discusión

Las simulaciones con el maniquí antropomórfico de cabeza en circunstancias dinámicas se realizaron para tres tasas distintas de irradiación: Infinita (equivale a no considerar el movimiento cerebral durante la irradiación), 15000 Gy/s que es la usada en ESRF y 50 Gy/s es la que pueden proporcionar otros irradiadores instalables en hospitales. Los resultados de PVDR para dichas tasas de irradiación y para diferentes anchuras de pico se muestran en la figura 1. En dicha figura se observa que el valor de PVDR crece monótonamente con la anchura del pico, e , y que se estabiliza en torno al valor 8.7 ± 0.7 para todas las tasas de irradiación. Para la tasa de 15000 Gy/s el valor de PVDR se estabiliza a partir de $e=300 \mu\text{m}$ mientras que para tasas de 50 Gy/s se estabiliza en torno a $e=1.4 \text{ mm}$.

Conclusiones

El movimiento anatómico tiene un efecto considerable en la calidad clínica de la MBRT, el cual solo puede paliarse utilizando una anchura de pico suficiente. Dicha anchura mínima es función de la tasa utilizada. El efecto se observa incluso para tasas de irradiación muy grandes. Nuestro estudio no considera el efecto que este movimiento tendrá en la superposición de los haces requeridos por la técnica y por tanto en la homogeneidad de la irradiación en la región tumoral, el cual no será tampoco despreciable. El desarrollo futuro de este trabajo será el estudio dosimétrico de la superposición de los minihaces en la región tumoral.

Bibliografía

- [1] M.A. Arraez, I. Herruzo, T. Acha, M. Benavides, Tumores del sistema nervioso central en el adulto y en la infancia. Nova Sidonia Madrid y Barcelona (2003).
- [2] Y. Prezado, S. Thengumpallil, M. Renier, A. Bravin, X-ray energy optimization in minibeam radiation therapy, Med. Phys. 36 4897-4902 (2009).
- [3] B.P.Poncelet, V.J.Wedeen, R.M.Weisskopf, M.S.Cohen, Brain parenchyma motion: measurement with cine echo-planar MR imaging, Radiology 185, 645-651 (1992).
- [4] F.Salvat, J.M.Fernández-Varea, J.Sempau, PENELOPE, a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport, NEA Barcelona (2008).
- [5] Y. Prezado, Comunicación.
- [6] O.K. Harling, K.A. Roberts, D.J. Moulin, R.D. Rogus, Head phantoms for neutron capture therapy, Med Phys. 22 579-583 (1995).

ACEPTACIÓN Y PUESTA EN MARCHA DE UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN COMPUTARIZADA BASADO EN MONTE CARLO

Lopez-Tarjuelo J, García-Mollá R, Juan-Senabre XJ, Quirós-Higueras JQ, Santos-Serra A, Marco-Blancas N y Calzada-Feliu S

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón. Castellón de la Plana.
Correspondencia: tarjuelo@hotmail.com

Palabras clave: Sistema de planificación, aceptación, IMRT, Monte Carlo

Introducción y objetivos

Se ha realizado la aceptación para uso clínico del Sistema de Planificación Computarizada (SP) Monaco, basado en un modelo virtual de fluencia energética del cabezal del acelerador lineal de electrones y que realiza el cálculo de la dosis con un algoritmo de rayos X (XVMC) basado en Monte Carlo (MC).

Material y métodos

Se caracterizó un Elekta Synergy con 6 MV con el equipamiento rutinario. Después de la instalación del modelado de la máquina, se realizó un conjunto de pruebas funcionales, geométricas y de transferencia de datos dosimétricos. Las pruebas dosimétricas incluyen cálculos de dosis en el agua, en maniqués heterogéneos y verificaciones de tratamientos de Intensidad Modulada (IMRT). Se realizaron pruebas de transferencia de datos para los diferentes dispositivos de imágenes, el SP y la Historia Clínica Electrónica vinculada a Mónaco.

Resultados y discusión

Las pruebas de funcionalidad y geométricas tuvieron un resultado correcto. El cálculo de la dosis en agua coincidió con las mediciones de manera que, en 95% de los casos, las diferencias fueron de hasta el 1,9%. El cálculo de la dosis en medios heterogéneos mostró los resultados esperados de acuerdo con la literatura. Las verificaciones de IMRT con cámara de ionización dieron lugar a diferencias de dosis inferiores al 2,5% de los puntos situados en zona de bajo gradiente (desviación estándar < 1 %). Cuando se utilizó una matriz de cámaras 2-D, todos los campos pasaron la prueba de la gamma (3%, 3 mm) con un porcentaje de éxito puntos entre 90% y 95%, de los cuales, el 78% tuvieron un porcentaje de éxito puntos entre 95% y 100%. Se detectaron dos problemas con la transferencia de datos. El primero fue la imposibilidad de enviar la DRR a Mosaiq y el segundo, que software del tomógrafo de haz cónico del acelerador no reconocía los contornos externos del paciente realizados en nuestro antiguo SP si lo enviábamos a tras de Monaco. Estos problemas se solucionaron por medio del cambio de nuestro flujo de trabajo.

Conclusiones

En general, las pruebas condujeron a resultados satisfactorios. El funcionamiento de Mónaco cumplió con las recomendaciones internacionales publicadas y obtuvo muy buenos resultado en el ámbito dosimétrico. Sin embargo, los problemas detectados cuando el SP se unió con nuestro equipamiento mostraron que se deben realizar todas las pruebas de aceptación este tipo de productos, sin descuidar el flujo de datos, antes de tratar al primer paciente.

DISEÑO Y OPTIMIZACIÓN DE LA ELECTRÓNICA ASOCIADA A UN NUEVO SISTEMA DETECTOR PARA VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS COMPLEJOS DE RADIOTERAPIA

Ovejero MC¹, Pérez Vega-Leal A², Núñez Martínez R², Espino JM¹, Arrans R³, Gallardo MI¹, Abou-Haidar Z⁴, Alvarez MAG^{1,4} y Cortés Giraldo MA¹

¹Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Sevilla. Sevilla.

²Departamento Ingeniería Electrónica, Universidad de Sevilla. Sevilla.

³Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla.

⁴Centro Nacional de Aceleradores (CNA). Sevilla.

Correspondencia: movejero@us.es

Palabras clave: verificación tratamientos radioterapia, detectores

Introducción y objetivos

Tras los prometedores resultados obtenidos en el proyecto “Radia”, se ha realizado una revisión de diseño de sistema con el fin de mejorar los resultados obtenidos. El presente trabajo es el estudio de la respuesta del sistema de adquisición de datos (DAQ) en función de las características del elemento integrador de la corriente generada por la radiación. El objetivo es optimizar la curva de carga del condensador para la radiación aplicada.

Material y métodos

El material utilizado en este estudio es el siguiente: acelerador de uso clínico linac operando en el modo fotones de 6MV; detector específicamente desarrollado en colaboración con Micron semiconductor, utilizando la tecnología comercial BB7 de silicio en la forma “dual chip” montados en una configuración “back to back”; sistema de adquisición de datos de 64 canales específicamente diseñado para este nuevo detector, con capacidad para leer cada una de las tiras del detector, mejorando la resolución final en energía del sistema y permitiendo aprovechar al máximo la sensibilidad del detector; ordenador con interfaz de control diseñada ad-hoc para el DAQ objeto del presente trabajo; modulo CAN (Controller Area Network); cableado de interconexión (alimentación, datos); y condensadores de distintas características. Se ha realizado una serie de medidas irradiando el detector con 200 UM, centrado en un campo 10x10 cm². En la configuración inicial, el detector se encuentra protegido por una caja de metacrilato. Sobre ella se ha depositado una capa de bolus de 5mm. En total, la protección (metacrilato+Bolus) es de aproximadamente 9mm. Se hizo una primera serie de irradiaciones para un conjunto de condensadores cerámicos con distintos valores de capacidad en los distintos canales del DAQ: 1nF, 10nF, 100nF, 1μF, 4.7μF, 10μF, 20μF. Se incluyó además un valor de 100μF, en este caso correspondiente a un condensador electrolítico. En el segundo y tercer conjunto de medidas, se utilizaron condensadores de 22μF y 18μF, de distintos materiales: cerámico, óxido de niobio, electrolítico, poliéster, y con distintas tensiones máximas de polarización (6.3, 10, 35, 50 y 63 V). En la tercera serie se empezó a tener en cuenta el tiempo de reset entre adquisiciones. En un cuarto bloque de medidas se utilizaron condensadores electrolíticos de 22μF, con una tensión máxima de polarización de 65 y 100V.

Resultados y discusión

Se observa una respuesta distinta en cada uno de los canales del sistema en función de las características del condensador del circuito integrador del DAQ correspondiente a dicho canal (valor del componente, material dieléctrico, tensión de polarización máxima, tiempo de reset del sistema). En la primera serie se observa que el valor de condensador cuya curva de descarga permite aprovechar el rango de irradiación bajo estudio (200UM) está en torno a los 20μF. El condensador electrolítico de 100μF, presenta un comportamiento mucho más lineal que el cerámico, lo cual induce a estudiar la influencia de condensadores de distintos materiales manteniendo el valor de la capacidad en valores cercanos a los 20μF. Puede observarse en la segunda serie cómo además de la linealidad, el nivel de salida binario, que representa la dosis de radiación, tiene las siguientes características:

- Las curvas llegan a un nivel distinto de saturación en función del tipo de dieléctrico del condensador utilizado, y presenta un distinto comportamiento lineal en función de la tensión máxima de polarización de dicho dieléctrico. El único condensador que presenta un comportamiento lineal y del que se obtienen niveles estables a la salida para las distintas series de irradiaciones a las que se somete el sistema, es el de poliéster. Sin embargo, por sus dimensiones y coste se descarta.
- Para los distintos ciclos de radiación, se aprecia una posible relación entre los distintos tiempos de reset antes de cada adquisición, y los distintos niveles de salida de cada canal. Esto lleva a la realización de un tercer conjunto de irradiaciones

Para la tercera serie de medidas, se fija un tiempo de reset constante para la misma configuración que en el bloque anterior, observándose cómo para un tiempo de reset constante del sistema, el nivel en la salida binaria de cada canal también lo es. Se

hace una última prueba, para los condensadores con las características determinadas como óptimas para el sistema, i.e., de un valor de $22\mu\text{F}$, electrolíticos, y con una tensión de polarización de 65 y 100V. En esta última prueba, vemos cómo los condensadores con una tensión de polarización máxima de 65V se comportan de una manera óptima, mientras que los de 100V empiezan a presentar no linealidades en su comportamiento, debido a un mayor valor en las corrientes de fugas.

Conclusiones

Se han podido determinar las características del DAQ que permiten optimizar el estudio de la respuesta del detector en el rango de energías de interés en la verificación de tratamientos para radioterapia.

Los condensadores cuyo comportamiento es ideal son los de poliéster. Estos condensadores no presentan ningún problema por absorción dieléctrica y tienen buena linealidad. El problema es el coste y la integración física de este componente en la actual electrónica. Se plantea una solución que pasa por seleccionar uno de los condensadores electrolíticos. Se ha comprobado que dejando un tiempo suficiente de reset entre adquisiciones, los condensadores pueden volver a su régimen lineal, saliendo todos del mismo nivel inicial y llegando todos al mismo nivel de saturación.

Bibliografía

- [1] A.Bocci, M. A.Cortes-Giraldo, M. I. Gallardo, J. M. Espino, R. Arrans, M. A. G. Alvarez, Z. Abou-Haidar, J. M. Quesada, A. Pérez Vega-Leal, F. J. Perez Nieto, Nuclear Instruments & Methods in Physics Research. A 673, 96 (2012).
- [2] M.I. Gallardo, M.A.G. Alvarez, J.M. Quesada, A. Pérez Vega-Leal, Z. Abou-Haidar, A. Bocci, M. A. Cortés-Giraldo, J.M. Espino, R. Arrans, F.J. Pérez Nieto, and J.Lopez-Dominguez. Submitted for Patent at the OEMP-Oficina Española de Patentes y Marcas-Ministerio de Industria, Turismo y Comercio: Número P201101009 (13/09/2011).

ANÁLISIS DE LA DEPENDENCIA DIRECCIONAL DE LA MATRIZ BIDIMENSIONAL DE DETECTORES 2DARRAY SEVEN29. IMPLICACIONES EN EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN

Mora Meléndez R, Seguro Fernández A, Iborra Oquendo M y Ureña Llinares A

U.G.C. H.U. Puerta del Mar. Cádiz.

Correspondencia: rafaelmora.fis@hotmail.com

Palabras clave: 2DARRAY, Octavius, IMRT, planificador, verificación

Introducción y objetivos

En nuestro centro, para la verificación de tratamientos de IMRT se utiliza la matriz bidimensional de detectores 2DARRAY SEVEN29. En la puesta en marcha de la técnica se comprueba que el 2DARRAY exhibe una dependencia direccional en la respuesta, la cual no es explicada completamente por el sistema de planificación de tratamientos Pinnacle v9.0. Este fenómeno tiene una gran implicación a la hora de obtener la función gamma cuando comparamos los mapas de dosis medidos con el 2DARRAY y los calculados con el planificador. El principal objetivo de nuestro estudio es hallar unos factores de corrección dependientes de los ángulos de incidencia sobre el 2DARRAY, y que den cuenta del fenómeno, permitiendo al planificador reproducir fielmente los datos y curvas medidos experimentalmente.

Material y métodos

Pinnacle v9.0, 2DARRAY SEVEN29, SIEMENS ONCOR IMPRESIÓN 160MLC, maniquí OCTAVIUS, PTW VeriSoft. Se estudia la dependencia en la lectura de la cámara central (14,14) del 2DARRAY para ángulos de 0° a 360° en 45° , incluyendo las incidencias estándar para tratamientos de IMRT 210° , 260° , 310° , 0° , 50° , 100° y 150° , comparando las desviaciones respecto de la dosis medida para 0° . Además, estas desviaciones se contrastan con las dosis simuladas por el planificador para tales situaciones. Esta experiencia se realiza para campos de 5×5 , 10×10 y 20×20 . Para descartar la dependencia del giro del Gantry, se realiza un estudio para distintos ángulos manteniendo el OCTAVIUS solidario al ángulo de giro, encontrándose que no hay desviaciones relevantes excepto para ángulos posteriores debido a la atenuación de la mesa.

Resultados y discusión

Se encuentran las siguientes conclusiones:

Medidas experimentales con el 2DARRAY respecto a incidencia a 0° . Para ángulos anteriores 45° , 50° , 310° y 315° la corrección respecto a un ángulo de brazo de 0° es prácticamente inexistente (menor del 0,5%). Las incidencias laterales sufren, sin embargo, una gran atenuación, siendo los ángulos más conflictivos los de 100° y 260° con un factor de entre 8% y 9% dependiendo del tamaño de campo. Para 90° y 270° , los factores de atenuación son de 6.5% y 5.7% respectivamente.

Comparación de la dosis calculada por el planificador y la dosis medida por el 2DARRAY. Al comparar la dosis calculada por el planificador y la medida por el 2DARRAY, se encuentran una serie de factores de conversión dependientes del ángulo y el tamaño de campo que tiene su máximo para la incidencia de 100° y 150° con un 4% y 4.5% respectivamente. Obtenido estos factores, se comparan entre pares de ángulos simétricos, encontrándose que son mayores los comprendidos entre 0° y 180° que su simétrico, a excepción de la pareja 135° - 225° para campos mayores de 10×10 . Esto sugiere una mayor diferencia entre el valor arrojado por el TPS y el medido por el 2DARRAY para el intervalo (0° , 180°) a excepción de la pareja mencionada.

Atenuación de la mesa. Para medidas realizadas con 2DARRAY, a un ángulo de brazo de 180° , la atenuación respecto a 0° debido a la mesa representa un factor de entre 4% y 5% dependiendo del tamaño del campo. Este factor es de entre 3% y 4% para la experiencia del maniquí solidario al giro de Gantry a 180° , lo que sugiere que el Octavius no es simétrico en incidencias antero-posteriores y postero-anteriores y tendrá que ser tenido en cuenta.

Conclusiones

Los factores obtenidos deberán de ser aplicados a los valores de Unidades de Monitor calculados por el planificador en las verificaciones de tratamientos para una mejor reproducibilidad de la atenuación por mesa y de la dependencia del conjunto 2DARRAY-OCTAVIUS con el ángulo de brazo. No obstante, esta es una aproximación del caso real en IMRT donde los segmentos para una misma incidencia suelen tener un tamaño de campo variable y diferente excentricidad por lo que se está realizando un estudio con el fin de ser más precisos en estas correcciones. Sin embargo, los resultados obtenidos aplicando estas correcciones preliminares para las verificaciones de IMRT mediante la función gamma (3mm, 3% local) dan resultados mayores del 95% para próstata y cabeza y cuello.

Bibliografía

- [1] A Serna*, V Puchades, F Mata. Aceptación para uso clínico de un sistema de planificación de tratamientos con técnicas de IMRT y VMAT. Rev Fis Med 2011;12(3):187-196.
- [2] B. Poppe, A. Blechschmidt, A. Djouguela, R. Kollhoff, A. Rubach, D. Harder, Two-dimensional Ionization-Chamber Arrays for Dosimetric Treatment Plan Verification in IMRT, Med Phys 22:1005-15 (2006).
- [3] B. Poppe, A. Blechschmidt, A. Djouguela, A. Rühmann, D. Harder, Spatial resolution of 2D ionization chamber arrays for IMRT dose verification: single-detector size and sampling width, 52(2007) 2921-2935.
- [4] B. Poppe, C. Thieke, D. Beyer, R. Kollhoff, A. Djouguela, A. Rubach, K. C. Willborn, D. Harder. DAVID-a translucent multi-wire transmission ionization chamber for in-vivo verification of IMRT and conformal techniques.
- [5] Ann Van Esch, Christian Clermont, Magali Devillers, Mauro Iori, Dominique P. Huyskens. On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and the Octavius phantom. Phys Med. 2007; 34(10)

VARIABILIDAD EN EL CONTORNEO DEL CORAZÓN EN TRATAMIENTOS CON RADIOTERAPIA EN CÁNCER DE MAMA IZQUIERDA Y SU INFLUENCIA EN PARÁMETROS DE DECISIÓN

Manchado de Sola F¹, Reyes García A², Muñoz Carmona DM², Bayo Lozano E² y Sánchez Segovia J¹

¹Servicio de Radiofísica. Hospital Juan Ramón Jiménez. Huelva.

²Servicio de Oncología Radioterapéutica, Hosp. Juan Ramón Jiménez. Huelva.

Correspondencia: franciscomanchadodesola@gmail.com

Palabras clave: Radioterapia, Mama, Corazón, Tolerancias OR, Toma de decisión

Introducción y objetivos

En tratamientos con radioterapia externa resulta de vital importancia estimar la dosis recibida en los órganos de riesgo. En el caso particular del tratamiento de mama izquierda, uno de los órganos de riesgo a estudiar es el corazón. La estimación de la dosis recibida por el corazón se ve influida en gran medida por el contorneo realizado pudiendo influir en la decisión de validar las planificaciones. Nuestro objetivo es estudiar la variabilidad en el contorneo del corazón por nuestros TERT y comparar con el contorneo realizado por un radiólogo especialista así como la influencia en la dosimetría de dicho órgano de riesgo y su influencia en la toma de decisiones a la hora de aceptar una planificación.

Material y métodos

Para realizar el estudio hemos elegido tres casos de mama izquierda de anatomías muy distintas. Sobre las imágenes TAC de las tres pacientes varios TERT de nuestro servicio han contorneado el corazón según su propio criterio completando en total el contorneo de 20 corazones. Sobre esas mismas imágenes TAC un radiólogo contorneó los corazones que usaremos como referencia en cada caso. Tanto los volúmenes como las estimaciones de dosis recibidas en cada uno de los corazones contorneados se estimaron con ayuda del planificador Pinnacle. Los parámetros usados en este estudio son la incertidumbre relativa asociada al volumen contorneado así como las incertidumbres derivadas asociadas a V25 uno de los principales parámetros asociados a la toma de decisión definidos por en el metaestudio QUANTEC.

Resultados y discusión

En la figura 1, se muestran los volúmenes pintados tanto por el Radiólogo como por los TERT en un de los TAC objeto del estudio. Podemos observar, y esto es común a todos los casos estudiados, que el radiólogo pinta un volumen mayor que el pintado por los TERT. Se obtiene una desviación estándar relativa de un 12% en los valores de los volúmenes contorneados por los TERT y que el promedio de volumen pintado por los TERT es de un 10% menor que el pintado por el radiólogo. El valor promedio del V25 obtenido a partir de los contornos realizados por los TERT es un 25% inferior al obtenido a partir del contorneo realizado por un radiólogo. Y la desviación estándar entre los V25 obtenidos a partir de los contornos realizados por los TERT es de un 20%.

Conclusiones

1. Existe una gran variabilidad en el volumen total pintado por los TERT (12%).
2. Se observa una tendencia generalizada a pintar menos volumen del real, con un promedio de volumen pintado un 10% menor que el real.
3. Las diferencias más significativas en los contorneos se encuentran en la región auricular (figura 1), mientras que las diferencias en la región ventricular son mucho menores (figura 2).
4. Como consecuencia de la tendencia a pintar menor volumen del real el V25 obtenido se ve reducido un 25%.

Bibliografía

[1] G. Giovanna Gagliardi, L.S. Constone, V. Moiseenko, C. Correa, L.J. Pierce, A.M. Allen, L.B. Marks. QUANTEC: ORGAN SPECIFIC PAPER. Thorax: Heart. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol 76, No. 3, Supplement, pp. S77-S85, 2010. 2010 Elsevier USA.

CÁLCULO DE ERRORES DE “SET-UP” EN PACIENTES CON LOCALIZACIÓN TUMORAL DE PRÓSTATA. ESTUDIO EXPLORATORIO

Donis Gil S¹, Robayna Duque BE¹, Jiménez Sosa A², Hernández Armas O¹, González Martín AE¹ y Hernández Armas J¹

¹Servicio de Física Médica. Complejo Hospitalario Universitario de Canarias (CHUC), La Laguna, Tenerife..

²Instituto Canario de Investigación y Salud (INCANIS). Complejo Hospitalario Universitario de Canarias (CHUC). La Laguna, Tenerife.

Correspondencia: susanadonis@gmail.com

Palabras clave: Errores set-up, error sistemático, error aleatorio, protocolo eNal, Offline, IGRT.

Introducción y objetivos

El principal objetivo de la Radioterapia Guiada por la Imagen (IGRT) es impartir la dosis prescrita de la forma más exacta posible. El uso de técnicas de IGRT permite conocer los errores que se cometen en el posicionamiento de un paciente y realizar estimaciones de los márgenes para cada tipo de patología. Utilizar un dispositivo de imagen guiada permite conocer los desplazamientos en 3D en el posicionamiento, en cada una de las sesiones en las que se haga adquisición de imágenes, y al acumular esta información para un número significativo de pacientes, estamos en disposición de analizar estadísticamente el impacto que tienen las incertidumbres de colocación en sus tratamientos. El hecho de posicionar al paciente con mayor precisión permite disminuir el margen de configuración (SM) de CTV (Volumen Blanco Clínico) a PTV (Volumen Blanco de Planificación). De este modo disminuye la probabilidad de infra-dosificar el CTV y/o sobre-dosificar los órganos de riesgo respecto a la dosimetría planificada y admitida. El cálculo de SM se realiza a partir de los errores de posicionamiento (“set-up”). Estos errores se calculan a partir de los desplazamientos en 3D del paciente. Este trabajo es un estudio exploratorio de 20 pacientes con localización tumoral de próstata en el que se evalúan los errores de “set-up” para dos protocolos de trabajo.

Material y métodos

Se seleccionaron 20 pacientes con localización tumoral de próstata que fueron tratados con dos aceleradores gemelos Clinac-2100 EX (Varian). En los tratamientos de próstata el paciente se coloca decúbito supino con un inmovilizador estándar en forma de cuña que se coloca debajo de las rodillas. Se determina el isocentro desde el módulo de simulación virtual y se tatúan los puntos que definen su posición espacial. A partir de las imágenes de TC enviadas desde la estación de simulación virtual al sistema de planificación XIO se reconstruyen las 2 imágenes, de referencia, DRR (Radiografía Reconstruida Digitalmente) en los planos antero-posterior (AP) y lateral (LAT). Los valores de los desplazamientos de la posición del paciente respecto a la de referencia, en las tres direcciones del espacio, se obtuvieron a partir de los datos de la comparación 2D/2D de imágenes ortogonales portales “Electronic Portal Image Device” (EPID) y de kilovoltaje OBI (On Board Imager). Se evaluaron dos procedimientos de trabajo Offline. En el protocolo Offline se registran los errores en la colocación durante un número de días en los que se trata sin realizar corrección en el posicionamiento. Del análisis a posteriori de los datos, se toma la decisión de modificar o no la posición en fracciones siguientes. Método 1: Verificación de la posición en los primeros cuatro días y revisiones semanales. Método 2: Verificación de la posición semanalmente. Se calculó el error sistemático medio (μ), la dispersión sistemática (Σ) y la dispersión aleatoria (σ) a partir de los desplazamientos en las direcciones: vertical (Vrt), longitudinal (Lng) y Lateral (Lat). Mediante la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon se calculó la probabilidad (P) de la diferencia de medias de los dos métodos descritos para determinar si existe diferencia entre ellos.

Resultados y discusión

En la tabla se muestran los errores de “set-up” obtenidos para ambos métodos. Los valores de error sistemático medio, dispersión sistemática y dispersión aleatoria se calculan para las tres direcciones del espacio y para el módulo del vector. Con estos resultados se obtiene un valor de $P = 0,52$ indicando que no se puede demostrar diferencia entre ambos métodos.

			RESULTADOS (cm)			
			Vrt	Lng	Lat	Módulo
Método 1	Error sistemático medio	μ	-0,059	0,047	0,094	0,330
	Dispersión sistemática	Σ	0,182	0,132	0,196	0,119
	Dispersión aleatoria	σ	1,271	0,853	1,457	1,364
Método 2	Error sistemático medio	μ	-0,047	0,019	0,076	0,271
	Dispersión sistemática	Σ	0,177	0,120	0,227	0,122
	Dispersión aleatoria	σ	1,390	0,889	1,682	1,429

Conclusiones

Los valores de μ , Σ y σ para las tres direcciones Vrt, Lng y Lat no presentan grandes variaciones entre los dos métodos. Además el valor obtenido en la prueba de signo de Wilcoxon muestra que no existe evidencia suficiente para justificar el uso de un método de trabajo frente al otro. Se propone aumentar la población en estudio a 30 pacientes para poder valorar ambos métodos de trabajo.

Bibliografía

- [1] “Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (Supplement to ICRU report 50)”. International Commission of Radiation Units and Measurements. In ICRU Report, 62 Bethesda. ICRU Publications; 2000.
- [2] “Prescribing, recording and reporting photon beam therapy”. International Commission of Radiation Units and Measurements. In ICRU Report, 50 Bethesda. ICRU Publications; 1994.
- [3] Stroom J.C., Heijmen B.J.M. “Geometrical uncertainties, radiotherapy planning margins, and the ICRU-62 report”. Radiotherapy Oncology Journal, 2002; 64: 75-83
- [4] Stroom J.C., de Boer H.C., Huizenga H., Visser A.G. “Inclusion of geometrical uncertainties in radiotherapy treatment planning by means of coverage probability”. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 1999; 43: 905-919.
- [5] van Herk M.P. “Errors and margins in radiotherapy”. Semin Radiat Oncol, 2004; 14: 52-64.
- [6] van Herk M.P., Remeijer P., Rasch C., Lebesque J.V. “The probability of correct target dose: dose population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy”. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 2000; 47: 1121-1135.
- [7] Muñoz Montplet C., Jurado Bruggemann D. “Caracterización de la distribución de incertidumbres geométricas aleatorias para un grupo de pacientes en radioterapia”. Revista Física Médica, 2010; 11(2): 115-118.
- [8] Grupo de trabajo de IGRT de la Sociedad Española de Física Médica. “Gestión de Errores en Radioterapia”. Curso de IGRT, octubre 2010.
- [9] de Boer H.C.J. et al. “A new approach to off-line setup corrections: Combining safety with minimal workload.” Medical Physics, 2002; 29(9); 1998-2012.
- [10] de Boer H. C.J. et al. “eNAL: An extension of the NAL setup correction protocol for effective use of weekly follow-up measurements.” Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 2007, 67(5), 1586-1595.

EVALUACIÓN DEL KERMA EN LA ENTRADA DEL LABERINTO EN INSTALACIONES DE BRAQUITERAPIA DE HDR CON Co-60

Pujades MC^{1,2}, Granero D³, Ballester F⁴, Pérez-Calatayud J^{1,5} y Vijande J⁴

¹Unidad de Radiofísica. Hospital Universitario y Politécnico La Fe. Valencia.

²Centro Nacional de Dosimetría. Valencia.

³Servicio de Radiofísica. ERESA-Hospital General Universitario. Valencia.

⁴Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universitat de València. Burjassot. Valencia.

⁵Servicio de Radioterapia. Hospital Cínica Benidorm. Benidorm. Alicante.

Correspondencia: mpuclau@gmail.com

Palabras clave: Braquiterapia, HDR, blindaje, laberinto, Co-60

Introducción y objetivos

Actualmente, el uso de fuentes de Co-60 en braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR) está incrementándose de forma rápida. El Co-60 presenta una energía de los fotones emitidos más elevada que la del Ir-192, lo que aumenta el espesor de blindaje necesario. En ausencia de procedimientos para evaluar el diseño del laberinto de un búnker de braquiterapia desde el punto de vista de la protección radiológica, la metodología empleada en protección radiológica es muy diversa: (i) considerar sólo la componente de radiación directa a través del laberinto, teniendo en cuenta la distancia desde la fuente a la pared del laberinto, más la distancia desde ella a la entrada del mismo, o (ii) usar diferentes aproximaciones basadas en los cálculos del diseño de la puerta en búnkeres de aceleradores según el NCRP-151 *Structural Shielding Design for megavoltage X-and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities* [1].

El propósito de este estudio es evaluar el kerma de colisión en la entrada del laberinto adaptando la metodología del NCRP-151 a un búnker de braquiterapia con Co-60, de forma similar a la realizada en un trabajo previo con HDR Ir-192 [2]. Para validar el resultado se han simulado mediante técnicas Monte Carlo (MC) dos diseños típicos de búnker de HDR con Co-60.

Material y métodos

Se ha adaptado la metodología del NCRP-151, considerando la transmisión primaria a través de la pared del laberinto y las componentes de radiación dispersa. Para el cálculo de la transmisión directa a través de la pared del laberinto se ha supuesto incidencia perpendicular; para el cálculo de la componente de dispersión simple se ha considerado el área de la pared que se puede ver desde la entrada del laberinto; y el área de la pared restante se ha utilizado para el cálculo de la componente de doble dispersión. Se han tenido en cuenta los coeficientes de Albedo y de atenuación en hormigón para Co-60. Para verificar los resultados, se han simulado dos búnkeres representativos mediante el código MC GEANT4. Las dimensiones internas de las salas más el laberinto fueron de 5,15×7,25 m² y 4,49×4,83 m² respectivamente. El espesor de la pared y la longitud del laberinto fueron de 1,04 m y 3,59 m respectivamente para el primer búnker, y de 0,70 m y 3,30 m para el segundo. En los cálculos MC se ha almacenado además el espectro de radiación en la puerta.

Resultados y discusión

Para los búnkeres estudiados, los valores de kerma de colisión en la entrada del laberinto son del orden de 2×10^{-8} cGy/(hU) (Figura 1). Los resultados obtenidos mediante MC y NCRP-151 difieren menos del 10%. Debido a la alta energía de los fotones de Co-60 se observa que la componente de doble dispersión es insignificante en comparación con las otras componentes. La transmisión directa a través de la pared del laberinto juega un papel muy importante cuando el espesor de la pared del laberinto es inferior a 1 m.

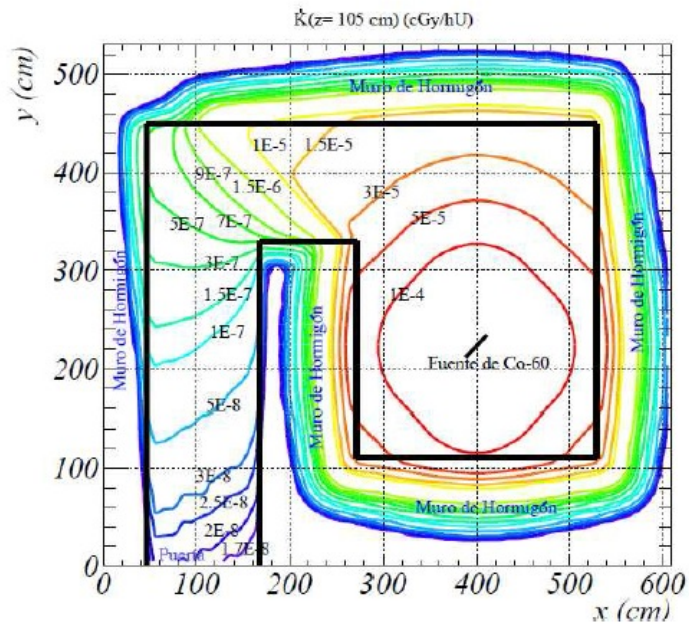


Figura 1. Kerma de colisión obtenido con MC en uno de los búnkeres de este estudio.

Conclusiones

Para los dos búnkeres estudiados, la adaptación propuesta del formalismo del NCRP-151 para estimar la dosis absorbida en la entrada del laberinto proporciona un resultado razonable de acuerdo con el obtenido mediante simulación MC.

Bibliografía

- [1] National Council on Radiation Protection and Measurements. NCRP-151 Structural Shielding Design for megavoltage X-and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities. Informe de un Grupo Científico del NCRP. 2005.
- [2] Pujades MC, Perez-Calatayud J, Ballester F. Propuesta de metodología para estimar la dosis absorbida en la entrada del laberinto en instalaciones de braquiterapia HDR con Ir-192. Radioprot. 2012; XX(70):30-4.

ÁREA 13

MEDICINA NUCLEAR



ÍNDICE DE TRABAJOS DEL ÁREA 13

001. Protección radiológica en la técnica del SPECTical.

Lacruz Bassols M, Mestre Fusco A, Fernández Tallón J, Ferrer Gil R, Pera Cegarra O, Quera Jordana J y Fernández-Velilla Cepriá E.

002. Protocolo dosimétrico en los tratamientos de radioembolización de tumores hepáticos con esferas marcadas con Y-90.

Martí-Climent JM, Rodríguez-Fraile M, Prieto E, Caicedo C, Arbizu J, Iñarrairaegui M, Sangro B y Richter JA.

003. Puesta en marcha del protocolo de control de calidad en rastreos.

Ambroa Rey EM, Giménez Insúa M, Vázquez Vázquez R, Sánchez García M, Luna Vega V, Mosquera Sueiro J, Otero Martínez C, Lobato Busto R y Pombar Cameán M.

004. Desarrollo del conjunto de correcciones para una gammacámara dedicada a investigación.

Giménez Insúa M, Ambroa Rey EM, Vázquez Vázquez R, Sánchez García M, Luna Vega V, Mosquera Sueiro J, Otero Martínez C, Lobato Busto R y Pombar Cameán M

005. Influencia del efecto de volumen parcial y de los filtros de imagen en la sustracción de imágenes pet de doble fase.

Collado Chamorro P, Ramos Pacho JA, Sanz Freire CJ, Montes Fuentes C, Martínez Mirallas O, Tejada San Juan S y Ramírez Lasanta R.

006. Influencia del tamaño del volumen blanco y del tiempo de adquisición en la segmentación de imágenes PET mediante valor umbral.

Castro Tejero P, Rodríguez Alfonso B, Núñez Martín L, Mucientes Rasilla J y Huerga Cabrerizo C.

007. Método automático de detección de artefactos para el control de la uniformidad tomográfica en SPECT.

Reynes Llompart G y Puchal R.

008. Vigilancia de la incorporación de I-131 por inhalación en las instalaciones de tratamientos metabólicos.

Barquero R, Antón D y de Miguel D.

009. Optimización del procedimiento de verificación de la respuesta en actividad de activímetros en unidades de producción PET usando ¹³N.

Verde Velasco JM, López Lorenzo B, Ruiz Guijarro JA y Montes Fuentes C.

010. Método ciego de clusterización para la evaluación de la dosis recibida por el personal en dos métodos de administración de radiofármacos.

Verde Velasco JM, González González M, Montes Fuentes C, Verde Velasco J, Gonzalez Blanco FJ y Ramos Pacho JA.

011. Cálculo de dosis debida a la exposición interna en los servicios de Medicina Nuclear del Perú.

Gonzales S, Zapata L, Cárdenas A y Velásquez M.

012. Determinación y comparación de métodos para el cálculo del coeficiente de atenuación efectivo del TC-99 para pruebas de SPECT

Reynés Llopert G, Garrido Bretón C y Puchal Añe R.

013. Análisis del espectro de ruido en gammacámaras y corrección del ruido estructural asociado al colimador.

Ramos Pacho JA, Montes Fuentes C, Verde Velasco JM, Delgado Aparicio JM, Pérez Álvarez ME, Gómez González N, Cons Pérez N, García Repiso S, Sáez Beltrán M y Gómez Llorente PL.

014. Pruebas NEMA en gammacámaras. implementación independiente del fabricante.

Ramos Pacho JA, Montes Fuentes C, Verde Velasco JM, Pérez Álvarez ME, Delgado Aparicio JM, Cons Pérez N, Gómez González N, García Repiso S, Sáez Beltrán M y Gómez Llorente PL.

015. Optimización de las salas de administración/captación de un PET-CT en la fase de diseño.

Pérez Álvarez ME, Verde Velasco JM, Ramos Pacho JA, Montes Fuentes C, Delgado Aparicio JM, Gómez Llorente N, Cons Pérez N, García Repiso S, Sáez Beltrán M y Gómez Llorente PL.

016. Coeficiente de atenuación efectivo del Tc- 99m para las pruebas de SPECT en función del tipo de reconstrucción.

Garrido Bretón C, Reynés Llompart G, Catalán Acosta A y Puchal Añe R

017. Análisis computacional del impacto de la uniformidad en la imagen y el diagnóstico clínico de Medicina Nuclear.

Cobo Rodríguez C, Escalada Pastor C y Fandiño Lareo JM.

018. Estudio de la linealidad de una gammacámara aplicando técnicas de Transformada de Fourier.

Cortés Rodicio J, Sánchez Jurado G, Lope Lope R, Martín González T y García Fidalgo MA.

019. Análisis de incertidumbres en un método individualizado de estimación de actividad de ¹³¹I para el paciente hipertiroideo.

Orellana Salas A, Melgar Pérez J y Arrocha Acevedo JF

020. Caracterización por Monte Carlo de la dosis tras un blindaje de vidrio de plomo para rayos gamma.

Esteve Sánchez S, Gil Conde M, Contreras González JL, Rosado J y Pazyí V.

021. aracterización de un sistema preclínico de imagen PET basado en detectores monolíticos LYSO.

Rey N y Gómez F

022. Estimación de parámetros biocinéticos a partir de la resolución de un modelo compartimental para I-131. Aplicación a un paciente hemodializado con carcinoma de tiroides.

Reyes García R, Jiménez Feltström D, Luis Simón FJ, Sánchez Carmona G y Herrador Córdoba M.

023. Comparación dosimétrica actividad fija-actividad individualizada en el tratamiento de la Enfermedad de Graves con I-131.

Melgar Pérez J1, Orellana Salas A1, Santaella Y2 y Arrocha Acevedo

024. Análisis de la duración de las recomendaciones sobre protección radiológica en los tratamientos de terapia metabólica con Yodo-131.

Castro Ramírez IJ, Quiñones Rodríguez LA, Iborra Oquendo MA, Ureña Llinares A, Ramos Caballero LJ, Seguro Fernández A, Mora Meléndez R y Angulo Pain E.

025. Criterios de calidad en cirugía radioguiada para detección y extirpación de ganglio centinela en lesiones no palpables.

Prieto D, Esteve S, Sánchez K, Rodríguez P, Barquero R, Ferrer N y Arranz L.

026. Consideraciones de protección radiológica por la utilización de un nuevo radiofármaco en terapia metabólica.

Esteve S, Sánchez K, Prieto D, Rodríguez P, Díaz E, Barquero R, Ferrer N y Arranz L.

027. Simulación Monte Carlo del PET Biograph 6 True Point de Siemens.

Gallego Franco P, García Marcos R, González Ruíz C, Sierra Díaz F, Ayala Lázaro R, Ruiz Galán G, Rodríguez Checa M y Brasa Estévez M

028. Implantación del procedimiento de alta radiológica del foro sobre protección radiológica en el medio sanitario.

Castro Novais J, Pardo Pérez E, Molina López MY, Ruiz Maqueda S y Maldonado Suárez A.

029. Estudio del impacto del tamaño de la matriz de reconstrucción en los coeficientes de recuperación en imagen PET.

Saldaña Gutierrez P, Gámez Serrano C y Pino Sorroche F.

030. Control flujo de radiofármacos en Medicina Nuclear por medio de un e-servicio.

Núñez Martín L, González de Mingo MA, Fragua Redondo JA, Martínez Ortega J, Gutierrez Camuñas S y Redondo Miguel AB.

031. Experiencia en control de calidad de PET con fuente de Germanio.

Miñambres Moro A, Fernández Letón P, García Ruíz-Zorrilla J, Pérez Moreno JM y Zucca Aparicio D.

032. Petanalysis: software para el análisis estadístico de estudios PET [¹⁸F]-FDG en epilepsia refractaria.

Romera I, Martí B, Calvo A, Planes X, Setoain X, Rubí S, Falcón C, Ros D y Pavía J.

033. Características de la imagen clínica de un nuevo PET dedicado a mama.

Vicedo González A, García Hernández T, Ferrer Rebolleda J, Sánchez Jurado R, Devis Saiz M, Granero Cabañero D, Brualla González L y Roselló Ferrando J.

034. Estudio de la dependencia de la resolución temporal con la actividad para un escáner PET-TAC Philips Gemini TF aplicando un análisis estadístico de series temporales.

Sánchez Merino G, Cortés Rodicio J, Lope Lope R, Martín González T y García Fidalgo MA.

035. Aceptación de gammacámara Philips Brightview basada en el protocolo NEMA 2001.

Ferrer Gracia C, Luquero Llopis N, Plaza Aparicio R, Huerga Cabrerizo C, Corredoira Silva E y Serrada Hierro A.

036. Caracterización teórica de la resolución espacial de sondas intraoperatorias.

Agramunt Chaler S, Jurado Bruggeman D y Muñoz Monplet C.

037. Protección Radiológica Operacional en la instalación PET/RM del Laboratorio de Investigación de Imagen Cardiovascular Humana del CNIC.

Escudero Toro R, Delgado Alberquilla R, Moreno López J López G.

038. Dosimetría de cuerpo entero para el tratamiento individualizado del neuroblastoma con ¹³¹I-MIBG.

Ferrer Gracia C, Luquero Llopis N, Sánchez Muñoz F, Plaza Aparicio R, Huerga Cabrerizo C, Corredoira Silva E y Serrada Hierro A.

039. Uso de un detector de contaminación para monitorizar la actividad inyectada en radioembolización hepática con microesferas de ⁹⁰Y.

Mañeru Cámara F, Otal Palacín A, Fuentemilla Urío N, Olasolo Alonso J, Lozares Cordero S, Pellejero Pellejero S, Miquelez Alonso S, Serra Arbeloa P, Goñi Gironés P y Martínez de la Cuesta A

040. Evaluación de la uniformidad volumétrica de un tomógrafo PET a partir de las medidas de control de calidad diarias.

Collado Chamorro P, Verde Velasco JM, Sanz Freire CJ, Montes Fuentes C, Martínez Mirallas O, Tejada San Juan S y Ramírez Lasanta R.

041. Variación y reproducibilidad del SUV para su utilización en estudios de seguimiento con PET/CT.

Pamós Navas JL, Solera Moscardó C, Bordería Navarro B, Vicedo González A, García Hernández T, Roselló Ferrando J, GraneroCabañero D, Brualla González L, Sánchez Jurado R y Ferrer Rebolleda J.

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LA TÉCNICA DEL SPECTICTAL

Lacruz Bassols M¹, Mestre Fusco A², Fernández Tallón J³, Ferrer Gil R¹, Pera Cegarra O¹, Quera Jordana J¹ y Fernández-Velilla Cepriá E¹

¹Departamento de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital de la Esperanza. Barcelona.

²Departamento de Medicina Nuclear. CRC-Hospital del Mar. Barcelona.

³ACPRO S.L. Barcelona.

Correspondencia: mlacruz@parcdesalutmar.cat

Palabras clave: Spect-Ictal, estudio seguridad, Radioprotección.

Introducción y objetivos

La técnica SPECTictal permite el estudio neurorradiológico funcional de pacientes con focos epilépticos. Se desarrolla en la unidad de monitorización de epilepsia (UME) externa al servicio de medicina nuclear. Al paciente con riesgo epiléptico se le administra, en el momento de la eclosión, una monodosis de 20 mCi de ^{99m}Tc y se le traslada a la gammacámara. OBJETIVO: Estudio de la seguridad radiológica del proceso. Dicho estudio comprende: 1. Transporte de la monodosis. Estimación del grosor del blindaje de Pb. 2. Estimación de dosis integrada del otro paciente ingresado contiguo o anexo. 3. Evaluación del riesgo del personal sanitario. 4. Diseño del circuito de traslado del paciente inyectado. 5. Evaluación de una contaminación potencial. 6. Recubrimientos anticontaminación. 7. Clasificación de la zona, vigilancia dosimétrica y residuos radioactivos.

Material y métodos

Los cálculos de justificación del blindaje de la monodosis se realizan a partir de los datos para un modelo de fuente puntual a 30 cm (1), y los que hacen referencia a la seguridad del paciente y personal próximo se basan los valores del documento del CSN "La protección radiológica en el medio sanitario?". Debe considerarse la carga de trabajo prevista (pacientes/semana-1) y el decay del radionucleido según la dosis equivalente integrada (Hint): $H_{int} = \int_t^{t+t'} (H_0 e^{-\lambda t}) dt = H_0 T_{1/2} \frac{[1 - e^{-\lambda t}]}{\ln 2}$

Se tendrá en cuenta la contaminación localizada (superficie f=10 cm) o extensa (f=100 cm). Tomando un valor promedio del factor de resuspensión (1·10⁻⁷) para el cálculo de la concentración ambiental y según dosis equivalentes comprometidas (2) se obtienen unos resultados inferiores a los límites anuales según legislación. Especificaciones: Cubrir las paredes y suelo de material vinílico impermeable, de fácil descontaminación, con juntas selladas y pared de media caña.

Resultados y discusión

Se estima un grosor de 6,2 mm de Pb como valor suficiente para el transporte. No es necesario implementar un blindaje adicional al grosor del forjado hormigón de la estructura original del edificio pues la dosis anual acumulada será inferior a los límites establecidos. La UME se clasifica como Zona Vigilada con riesgo de contaminación, siendo todas las dependencias anexas, zonas de libre acceso. Al profesional que administra la monodosis se le clasifica como TPE tipo B con vigilancia dosimétrica de solapa y muñeca. Las vías de administración deben tener tratamiento de residuo radioactivo.

Conclusiones

En la implantación de la técnica del SPECTictal es necesario el estudio de seguridad en la evaluación del riesgo a la exposición y/o contaminación en el traslado de la monodosis y en su administración en la UME.

Bibliografía

[1] Valores obtenidos en el "Radionuclide Protection Data Handbook 2002"

[2] Reglamento Sobre Protección Sanitaria Contra Radiaciones Ionizantes

PROTOCOLO DOSIMÉTRICO EN LOS TRATAMIENTOS DE RADIOEMBOLIZACIÓN DE TUMORES HEPÁTICOS CON ESFERAS MARCADAS CON Y-90

Martí-Climent JM¹, Rodríguez-Fraile M¹, Prieto E¹, Caicedo C¹, Arbizu J¹, Iñarrairaegui M², Sangro B² y Richter JA¹.

¹Servicio de Medicina Nuclear. Clínica Universidad de Navarra. Pamplona.

²Hepatología. Clínica Universidad de Navarra. Pamplona.

Correspondencia: jmmartic@unav.es

Palabras clave: Dosimetría, paciente, Y-90, tratamiento.

Introducción y objetivos

En la radioembolización hepática la radiación es impartida por microesferas marcadas con Y-90 que son inyectadas en las arterias que irrigan al tumor en el hígado. Antes del tratamiento, y durante la realización de una arteriografía hepática en la valoración del tratamiento, se administran al paciente macroagregados de albúmina (MAA) marcados con Tc-99m con el fin de determinar una posible comunicación vascular con algún otro órgano, detectar una posible fuga al pulmón y evaluar la actividad relativa entre el tumor y el hígado sano. En este trabajo se presenta el protocolo implantado que permite establecer la actividad a administrar al paciente y la dosis absorbida más probablemente impartida al tumor, al tejido sano y al pulmón.

Material y métodos

Para estimar la distribución relativa de las esferas de resina marcadas con Y-90 (SIR-Spheres, Sirtex).se realiza el estudio previo con ^{99m}Tc-MAA, asumiendo que tienen la misma distribución en los distintos compartimentos. Con este fin se establece el protocolo que predice la distribución de las esferas y la dosis recibida por cada órgano. Hay dos métodos para determinar la actividad de Y-90 a administrar al paciente. En el modelo BSA la actividad depende del parámetro superficie corporal (BSA) y de la extensión del tumor, que se determina por una prueba de imagen. La actividad viene dada por: $A(\text{GBq}) = (\text{BSA} \cdot 0.2) + (\text{volumen tumor} / \text{volumen total del hígado})$. Finalmente la actividad se reduce si el porcentaje de fuga de actividad al pulmón (F) está entre el 10 y 20 %. Si supera este valor está contraindicado. El modelo de partición consiste en la administración de la actividad máxima que resulta segura para el hígado y el pulmón. La dosis de radiación recibida por un órgano, de masa M, con distribución homogénea de esferas de Y-90 es: $D(\text{Gy}) = 49,67 \times A(\text{GBq}) / M(\text{kg})$. En consecuencia, es necesario determinar la fracción de actividad administrada al paciente presente en los órganos de interés: pulmones, tumor e hígado; es decir el porcentaje de fuga y el cociente de concentraciones entre el tumor y el tejido no tumoral (factor TNR). Si A es la actividad y M es la masa, entonces: $\text{TNR} = [A(\text{tumor}) / M(\text{tumor})] / [A(\text{hígado}) / M(\text{hígado})]$ Se presentan los resultados de una serie de 32 pacientes a los que se les realizó el tratamiento de radioembolización del tumor hepático con esferas de resina marcadas con Y-90.

Resultados y discusión

El protocolo dosimétrico en los tratamientos de radioembolización de tumores hepáticos con esferas marcadas con Y-90 es como sigue. En la arteriografía hepática de la valoración del tratamiento se administran al paciente 185 MBq de ^{99m}Tc-MAA. A continuación, el paciente se traslada al Servicio de Medicina Nuclear donde se le hace un estudio gammagráfico, que incluye las imágenes anterior y posterior del tórax y del abdomen, y un SPECT/CT de la zona hepática.

- Parámetros del estudio gammagráfico: Matriz m= 128x128, zoom Z=1,23, tiempo adquisición T = 300 s, tamaño de píxel = 3,9 mm.
- Parámetros del estudio SPECT/CT: Número de proyecciones = 128, m= 128x128, Z=1,23, T = 10 s/proyección. CT reducido sobre la zona hepática. Reconstrucción : Flash 3D, 8 iteraciones y 4 subconjuntos, filtro gaussiano 8,4 mm. Se aplican las correcciones de dispersión y de atenuación.

Análisis de las imágenes

- El porcentaje de fuga se determina delineando regiones de interés (ROI) en las imágenes gammagráficas posterior y anterior sobre los pulmones y todo el hígado. Se obtiene en número total de eventos y se evalúa la media geométrica (C). El porcentaje de fuga es $F = C(\text{pulmón}) / [C(\text{hígado}) + C(\text{pulmón})]$.
- Para determinar el factor TNR se dibujan 5 ROIs, en la imagen SPECT. El tamaño depende del paciente, pero es el mismo tanto en los nódulos tumorales como en el tejido hepático no tumoral. El factor TNR es directamente el cociente entre el valor medio de las ROI en tumor y el correspondiente al tejido no tumoral.

Para determinar la dosis se evalúa la fracción de la actividad captada por el hígado (Fh) y el tumor (Ft) según:

$$F_h = M(\text{hígado}) / [(\text{TNR} \times M(\text{tumor}) + M(\text{hígado}))]$$

$$F_t = \text{TNR} \times M(\text{tumor}) / [(\text{TNR} \times M(\text{tumor}) + M(\text{hígado}))]$$

En una serie de 32 pacientes a los que se les aplicó este protocolo dosimétrico para el tratamiento de radioembolización de tumores hepáticos con esferas marcadas con Y-90, los valores medios (desviación estándar) de los parámetros involucrados en el protocolo fueron:

BSA = 1,75 (0,37) m², F = 8 (6) %, TNR = 2,4 (1,7), M(hígado) = 0,97 (0,68) kg, M(tumor) = 0,26 (0,27) kg.

La actividad máxima a administrar, en el tratamiento, limitada por el método BSA fue de 1,8 (0,35) GBq. Sin embargo, con el método de partición, cuando el factor limitante era la dosis al pulmón o al hígado sano, la actividad máxima era de 8,05 (4,72) GBq y 1,24 (1,11) GBq respectivamente. Finalmente, la actividad prescrita fue de 1,21 (0,59) GBq y la administrada de 1,09 (0,58) GBq, resultando en una dosis de 54,1 (42,7) Gy al hígado, 4,0 (4,0) Gy al pulmón y 100,6 (55,8) Gy al tumor.

Conclusiones

La valoración previa del tratamiento de radioembolización de tumores hepáticos con esferas marcadas con Y-90 permite realizar el estudio dosimétrico, determinando el órgano crítico y establecer la actividad a administrar en el tratamiento.

PUESTA EN MARCHA DEL PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD EN RASTREOS

Ambroa Rey EM, Giménez Insúa M, Vázquez Vázquez R, Sánchez García M, Luna Vega V, Mosquera Sueiro J, Otero Martínez C, Lobato Busto R y Pombar Cameán M.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela (CHUS). Santiago de Compostela.

Correspondencia: eva.ambroa@gmail.com

Palabras clave: Control calidad. Rastreo. Ventana electrónica. Uniformidad.

Introducción y objetivos

La gammagrafía ósea es una prueba ampliamente utilizada en el servicio de Medicina Nuclear de nuestro centro. El 33% de las pruebas realizadas son de este tipo, por eso surge la necesidad de elaborar un protocolo de control de calidad específico para las adquisiciones de rastreo de la gammacámara. Este tipo de adquisiciones supone el movimiento mecánico de la camilla, con una fase inicial estática en la que el movimiento de la camilla es reemplazado por la apertura gradual del campo de visión (ventana electrónica). Con esto se consigue que la densidad de cuentas sea uniforme en todo el estudio. La presencia de un movimiento mecánico y el corregistro con la fase estática implica la necesidad de pruebas específicas.

Material y métodos

Todas las adquisiciones se realizan en gammacámaras Millennium VG y Millennium VG Hawkeye (General Electric Healthcare, Milwaukee, WI, USA). Se sigue el artículo de Blokland [1], en el que se basa en el protocolo europeo, para definir el conjunto de pruebas destinadas a verificar la calidad de imagen. Estas pruebas son:

1. Uniformidad: se evalúan las diferencias en la densidad de cuentas debidas a un desajuste entre las velocidades de la ventana electrónica y de avance de la camilla o al funcionamiento erróneo del encoder.
2. Resolución espacial: se analiza la FWHM de una fuente lineal debido al movimiento de la camilla.
3. Registro espacial: registro de la posición de una fuente puntual en comparación con el caso estático
4. Tamaño de la imagen, velocidad y peso del paciente.

Se sigue el criterio NEMA para la evaluación de todas las pruebas. En el caso de la uniformidad también se utilizan perfiles en las direcciones longitudinal y transversal.

Resultados y discusión

Durante la puesta en marcha del protocolo se han encontrado faltas de uniformidad localizadas en la zona de transición entre la ventana electrónica y la de movimiento mecánico de la camilla. Esta falta de uniformidad es debida a la diferencia de velocidades entre ambas zonas, lo que se traduce en un aumento de la densidad de cuentas en la parte estática del estudio. El efecto muestra una dependencia con la velocidad del estudio, haciéndose más notable a velocidades clínicas bajas (6 cm/min). El resto de la imagen presenta una respuesta uniforme. No se aprecian faltas de uniformidad ni variaciones en la velocidad debidas al peso del paciente. No se observan diferencias apreciables en la resolución espacial con respecto al caso estático, lo que sugiere que no hay discrepancia en el posicionamiento espacial entre los distintos modos de adquisición. El tamaño de la imagen, calculado a partir del tamaño de píxel obtenido en la prueba de resolución espacial, se corresponde con el valor teórico.

Conclusiones

Hemos comprobado que las pruebas para control de calidad de protocolos de rastreo pueden ser realizadas sin equipamiento adicional. Durante la puesta en marcha se ha detectado un desajuste de la velocidad de la ventana electrónica en base a los resultados de la prueba de uniformidad. La prueba de uniformidad resulta sencilla y muy sensible a la mayor parte de los problemas que se pueden dar en este tipo de adquisiciones, por lo que consideramos recomendable su realización periódica. Puesto que la evaluación de esta prueba en base al protocolo NEMA requiere de alta estadística se sugiere su evaluación mensual mediante perfiles para reducir el tiempo de adquisición. Manteniendo la evaluación NEMA con frecuencia anual. Para el resto de pruebas se propone una periodicidad anual.

Bibliografía

- [1]. Blokland J, Camps J, Pauwels E. Aspects of performance assessment of whole body imaging systems. Eur J Nucl Med (1997) 24:1273-1283. (Netherlands).

DESARROLLO DEL CONJUNTO DE CORRECCIONES PARA UNA GAMMACÁMARA DEDICADA A INVESTIGACIÓN

Giménez Insúa M, Ambroa Rey EM, Vázquez Vázquez R, Sánchez García M, Luna Vega V, Mosquera Sueiro J, Otero Martínez C, Lobato Busto R y Pombar Cameán M.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela (CHUS). Santiago de Compostela
Correspondencia: miguel.gimenez.insua@sergas.es

Palabras clave: Correcciones, uniformidad, linealidad, energía.

Introducción y objetivos

Como parte de un proyecto para investigación con animales, se ha sustituido la electrónica de una de las gammacámaras (GC) del servicio que estaba fuera de uso, con el objetivo de utilizarla para SPECT. Se hace por tanto necesaria la implementación de las correcciones que permitan una calidad de imagen suficiente para SPECT a partir de los datos en bruto suministrados por el equipo. Para ello se ha desarrollado un software que permite llevar a cabo correcciones de energía, uniformidad y linealidad sobre los datos adquiridos. Para su validación, se ha evaluado el cambio en varios parámetros indicativos de la calidad de imagen.

Material y métodos

Todas las imágenes empleadas en este estudio se obtuvieron con una GC Siemens Orbiter. Las imágenes se adquieren en modo lista sin ningún tipo de procesado, a partir de las cuales un software propio implementa las siguientes correcciones:

1. Corrección de energía: se obtiene la posición del fotopico en función de la posición en el cristal a partir de una adquisición uniforme.
2. Corrección de linealidad: para generar el mapa se utiliza un maniquí de agujeros de 1024 x1024 y se calculan los desplazamientos entre las posiciones teóricas y reales de cada agujero.
3. Corrección de uniformidad: se define el mapa de uniformidad en cada punto como el cociente entre la media del valor de píxel en el FOV y el valor de píxel en el punto.

La validación de las correcciones implementadas se realiza valorando, antes y después de la aplicación de cada una de ellas, la "Uniformidad" en el campo de visión según el protocolo NEMA [1]. La corrección de linealidad se valida también en base a la inspección visual de una adquisición con un maniquí de agujeros equiespaciados y mediante los parámetros de "Linealidad Diferencial" y "Linealidad Absoluta" que establece el protocolo español [2].

Resultados y discusión

Antes de la corrección por energía, la resolución energética, calculada en base a la FWHM, presenta un valor de 14%, mejorando hasta un 12% después de su aplicación. En lo que respecta a la linealidad, una vez aplicada la corrección, la imagen no presenta ningún tipo de distorsión apreciable. Cuantitativamente se observa que la "Linealidad Absoluta" se reduce desde 4,7 mm a 0,2 mm tras aplicar las correcciones de energía y linealidad. Respecto a la "Linealidad Diferencial", los valores previos a la corrección son de 0,41 mm y 0,39 mm en X e Y respectivamente. Después de la corrección ambos valores bajan a 0,06 mm. La uniformidad integral (UI, definida según los criterios NEMA) de la imagen sin ningún tipo de corrección es un 35,2%, mejorando hasta un 4,8% después de aplicar correcciones de energía y linealidad. Finalmente la imagen corregida por energía, linealidad y uniformidad, presenta un valor de UI del 0,9%.

Conclusiones

Se ha desarrollado un software para implementar las correcciones de energía, linealidad y uniformidad en una GC dedicada a investigación. Se ha comprobado cuantitativamente que la calidad de imagen mejora apreciablemente tras estas correcciones. Consideramos que la imagen final obtenida tiene calidad suficiente para la realización de estudios SPECT, permitiendo poner en uso activo un equipo antiguo que estaba fuera de uso.

Bibliografía

- [1]. NEMA NU 1-2001. Performance measurements of scintillation cameras.
- [2]. Protocolo nacional del control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear. SEFM-SEM-SEPR (1999).

INFLUENCIA DEL EFECTO DE VOLUMEN PARCIAL Y DE LOS FILTROS DE IMAGEN EN LA SUSTRACCIÓN DE IMÁGENES PET DE DOBLE FASE

Collado Chamorro P¹, Ramos Pacho JA², Sanz Freire CJ¹, Montes Fuentes C², Martínez Mirallas O¹, Tejada San Juan S¹ y Ramírez Lasanta R³.

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. CIBIR. Logroño.

²Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Salamanca. Salamanca.

³Servicio de Medicina Nuclear. CIBIR. Logroño.

Correspondencia: csanz@riojasalud.es

Palabras clave: PET. Volumen parcial. Procesado de imagen. Filtros de imagen. Estudios de doble fase.

Introducción y objetivos

Los estudios de PET de doble fase son una herramienta útil en oncología para poder diferenciar lesiones malignas de otros procesos, como pueden ser los infecciosos o los necróticos [1]. Para ello es necesario calcular el incremento de captación en la zona de interés que se produce entre ambas fases. Este incremento es posible calcularlo evaluando la captación sobre regiones de interés delimitadas sobre ambas imágenes. También es posible realizar una sustracción de ambos estudios realizando operaciones matemáticas vóxel por vóxel [2]. Este procedimiento combinado con la técnica adecuada de umbralización evita la necesidad de definir a priori regiones de interés, y además puede encontrar zonas con incremento de captación que no hayan sido tenidas en cuenta [2]. Puesto que en algunos de los casos lo que se pretende es encontrar incrementos de captación de reducido valor, se hace necesario realizar un filtrado de las imágenes para disminuir el ruido de las mismas. Así se consigue que éste no supere el nivel de umbral utilizado para identificar las zonas con incremento de captación. El objetivo del presente estudio es realizar una evaluación del efecto de dichos filtros sobre el resultado de la sustracción, así como sobre el cociente, de las imágenes correspondientes a ambas fases.

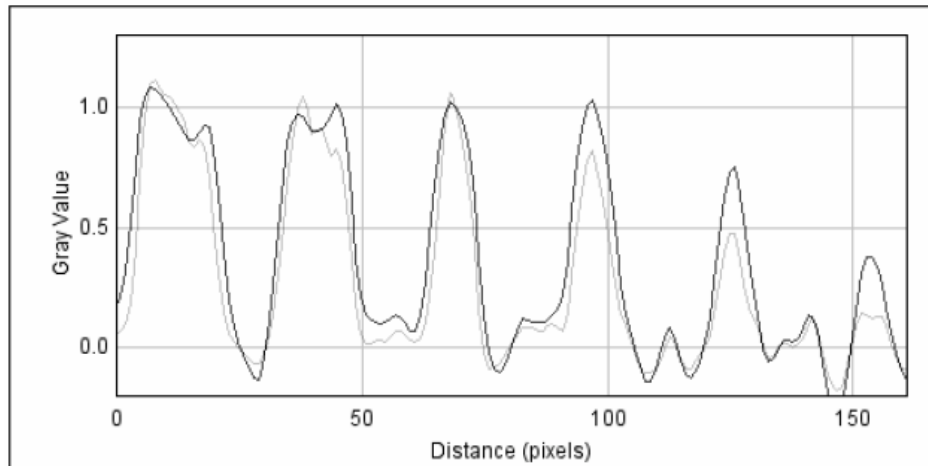
Material y métodos

Para realizar dicha evaluación se ha preparado un maniquí de esferas rellenas con F-18 Desoxiglucosa. Éste es un maniquí de calidad de imagen NEMA para PET, de la marca PTW. De dicho maniquí se realizaron diferentes adquisiciones con distinta relación de actividad entre las esferas y el fondo. Así se consigue simular un incremento de captación entre adquisiciones. El equipo utilizado para realizar las adquisiciones es un sistema PET/CT SIEMENS Biograph 6. Dichas imágenes han sido corregistradas entre sí, para evitar los efectos sobre la sustracción de los posibles desplazamientos que pudiera haber entre las diferentes adquisiciones. El corregistro se ha verificado realizando perfiles de intensidad sobre la misma región de interés en las diferentes imágenes. Estos perfiles se han superpuesto entre sí, para poder realizar un ajuste final del corregistro, cuando ha sido necesario. El software empleado para el procesado de imagen ha sido ImageJ v1.46r. De las imágenes obtenidas, se ha evaluado la sustracción de las mismas midiéndose los valores máximos sobre cada una de las esferas. El resultado para cada esfera se compara con el valor obtenido en la esfera de mayor volumen que se toma como referencia. La evaluación se ha realizado también filtrando las imágenes adquiridas con diferentes filtros. Los filtros empleados han sido: filtro de media de radio 2 píxeles, filtro de mediana de radio 2 píxeles y filtro gaussiano con una anchura de 2 píxeles. Finalmente se ha estudiado el efecto que se produce sobre la sustracción cuando se aplica un filtrado diferente a ambas imágenes. De la misma forma se ha evaluado también el cociente entre imágenes.

Resultados y discusión

Se observa que el efecto de volumen parcial es mayor sobre las imágenes sustraídas que sobre las imágenes empleadas para realizar la sustracción. Obteniéndose una disminución máxima del 25% en el valor relativo de la captación en la imagen sustraída, con respecto a las imágenes adquiridas. Así mismo se observa que todos los filtros de imagen empleados para eliminar ruido, aumentan el efecto de volumen parcial, cuando ambas imágenes son procesadas empleando el mismo filtro. El filtro que más acentúa el efecto de volumen parcial es el filtro gaussiano. Para dicho filtro se obtiene una disminución máxima del 19% en el valor relativo de la captación, con respecto a la imagen sin filtrar. Con los filtros de media y de mediana se obtienen resultados similares. Para estos últimos se obtiene una disminución máxima del 8% en el valor relativo de la captación, con respecto a la imagen sin filtrar. Sin embargo cuando las imágenes se procesan empleando un filtro gaussiano de diferente anchura para cada una de ellas (filtro asimétrico), es posible ajustar la anchura de ambos filtros de forma que se consiga reducir el efecto de volumen parcial. Para este último filtro se consigue un incremento máximo de la captación relativa del 15% con respecto a la imagen sin

filtrar. Para el cociente de imágenes se obtiene un incremento máximo de captación relativa del 60% con respecto a la imagen de sustracción no filtrada. En la siguiente gráfica puede verse una comparativa de los perfiles para cada una de las esferas, entre la imagen sustracción sin filtrar (gris) y la imagen cociente con filtro asimétrico (negro).



Conclusiones

Se ha desarrollado un procedimiento de evaluación para estudios PET de doble fase, y se ha conseguido validar dicho procedimiento sobre imágenes de maniqués para los cuáles se conocía el resultado cuantitativo a obtener. Asimismo se ha evaluado el efecto del filtrado sobre dichas imágenes. Se llega a la conclusión de que los mejores resultados se obtienen realizando el cociente de imágenes, realizando un filtrado asimétrico de las imágenes. Puesto que éste filtrado consigue reducir el efecto de volumen parcial, resulta de utilidad a la hora de evaluar incrementos de captación en regiones de reducido tamaño, sobre los estudios de PET de doble fase.

Bibliografía

- [1] Dual phase FDG-PET imaging of brain metastases provides superior assessment of recurrence versus post-treatment necrosis. Horky LL, Hsiao EM, Weiss SE, Drappatz J, Gerbaudo VH. J Neurooncol 2011 May 103(1):137-46.
- [2] Voxel-based analysis of dual-time-point 18F-FDG PET images for brain tumor identification and delineation. Prieto E, Martí-Clement JM, Domínguez-Prado I, Garrastachu P, Díez-Valle R, Tejada S. J Nucl Med 2011 Jun 52(6):865-72
- [3] Pantelias GE, Terzoudi GI. Radiother Oncol. A standardized G2-assay for the prediction of individual radiosensitivity. 2011 101(1):28-34.

INFLUENCIA DEL TAMAÑO DEL VOLUMEN BLANCO Y DEL TIEMPO DE ADQUISICIÓN EN LA SEGMENTACIÓN DE IMÁGENES PET MEDIANTE VALOR UMBRAL

Castro Tejero P¹, Rodríguez Alfonso B², Núñez Martín L¹, Mucientes Rasilla J² y Huerga Cabrerizo C³

¹Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda. Madrid.

²Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Universitario Puerta de Hierro. Madrid.

³Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario la Paz. Madrid.

Correspondencia: pablo.castro@salud.madrid.org

Palabras clave: PET. Contorneo volumen blanco. Segmentación por valor umbral.

Introducción y objetivos

La utilidad de la imagen PET ha sido ampliamente contrastada en la fase de delimitación de los volúmenes blanco en Radioterapia, así como la disminución en la variabilidad interobservador que conlleva. Sin embargo, la integración de las imágenes PET dentro del proceso de contorneo es algo problemático, debido a la baja resolución y al elevado ruido existente.

El objetivo de este trabajo es conocer la influencia de la resolución del equipo sobre el valor umbral necesario para determinar el volumen de una serie de objetos de tamaño conocido rellenos de FDG. En segundo lugar, se analiza la repercusión que tiene el tiempo de adquisición sobre dicho umbral así como sobre los contornos obtenidos.

Material y métodos

Las adquisiciones fueron llevadas a cabo en un equipo híbrido PET/CT Biograph de Siemens. El maniquí empleado fue el IEC Body Phantom 2001 de NEMA. Este maniquí está compuesto de seis insertos calientes en forma de esferas, con volúmenes 0.52, 1.15, 2.57, 5.57, 11.49 y 26.52 cm³, respectivamente. Estas esferas se rellenaron con FDG en una concentración de 200 kBq/ml y el resto del maniquí se rellenó con agua, de manera que la relación de contraste entre señal y fondo fuera la máxima posible. Se realizaron, con una única posición de camilla, diferentes adquisiciones variando su duración de 2, 4 y 6 minutos.

El valor umbral necesario para recuperar el volumen real de los objetos fue determinado a partir del valor máximo de intensidad existente en cada esfera [1]. El valor umbral óptimo se tomó como aquél que minimiza la diferencia entre el volumen medido y el volumen real del objeto, especificado por el fabricante. Además, se determinó el coeficiente de Dice como medida de similitud de contornos [2], tomando como contorno de referencia aquél obtenido en la imagen TC.

$$\text{Coeficiente Dice} = \frac{2 \cdot (V_{TC} \cap V_{PET})}{V_{TC} + V_{PET}}$$

Resultados y discusión

Se encuentra que el valor umbral óptimo se encuentra en un valor fijo alrededor del 35% (Tabla 1) para aquellos objetos de mayor tamaño, por encima de 1.15 cm³ (esfera de radio 13 mm). En los objetos de menor tamaño (volúmenes por debajo de aproximadamente 4 veces la resolución del sistema) la mayor importancia del efecto parcial de volumen hace que el umbral óptimo aumente, tanto más cuanto menor es la esfera. No se observa dependencia con el tiempo de adquisición, excepto en volúmenes pequeños en los que se requieren umbrales mayores al aumentar la duración de la adquisición.

Por otro lado, la coincidencia entre contornos TC y PET, cuantificado mediante el coeficiente Dice, se muestra en la Fig.1. Se observa que la similitud entre contornos es mayor (valor más próximo a 1) cuanto mayor es el volumen. A medida que los volúmenes son menores, las diferencias entre las resoluciones de los diferentes equipos, tamaño de píxel de 1 mm del TC frente a 4.1 mm del PET, hace que la coincidencia entre contornos se vea afectada, disminuyendo el coeficiente Dice significativamente. Por otra parte, no se aprecia una dependencia apreciable en los contornos respecto al tiempo de adquisición.

Volumen (cm ³)	Tiempo de adquisición		
	2 minutos	4 minutos	6 minutos
26,52	34,4%	34,9%	35,3%
11,49	33,6%	37,5%	37,1%
5,58	35,5%	31,2%	33,6%
2,57	36,5%	34,0%	38,4%
1,15	39,4%	38,3%	42,6%
0,52	42,0%	48,3%	54,2%

Tabla 1. Valor umbral óptimo relativo al valor máximo de concentración existente en cada esfera para diferentes tiempos de adquisición

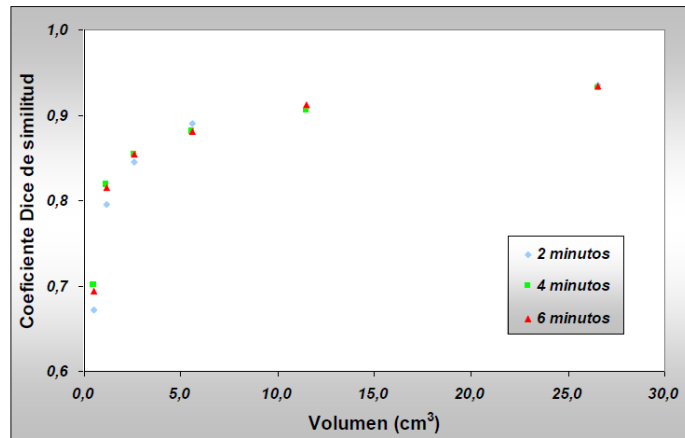


Fig.1. Coeficiente Dice de similitud obtenido para las 6 esferas para adquisiciones realizadas

Conclusiones

El empleo de la segmentación mediante valor umbral con imágenes PET es una herramienta útil para el contorneo de volúmenes blanco en RT. Los umbrales óptimos encontrados dependen del tamaño de la lesión: para volúmenes por encima de 1.15 cm³ el valor se puede considerar constante (alrededor del 35%) y para volúmenes más pequeños el umbral óptimo debe aumentarse, tanto más cuanto menor sea el volumen. Por otra parte, se encuentra una buena correlación entre TC y PET en los contornos delimitados de los volúmenes más grandes. A medida que los tamaños disminuyen la coincidencia de los contornos se ve afectada de manera significativa por la diferencia de resolución entre ambos sistemas. No se aprecia influencia de la duración de la adquisición sobre los contornos PET obtenidos.

Bibliografía

- [1] Huerga C, Castro P, Corredoira E, Pérez JM, Serrada A, Fernández Letón P. Contorneo de volúmenes tumorales mediante segmentación por umbrales en imágenes PET: influencia de la relación señal-fondo, tamaño y movimiento de la lesión. Rev Fís Méd 2010;11(2):91-100.
- [2] El Naqa I, Yang D, Apte A, Khular D, Mutic S, Zheng J, et al. Concurrent multimodality image segmentation by active contours for radiotherapy treatment planning. Med Phys 2007;34(12): 4738-4749.

MÉTODO AUTOMÁTICO DE DETECCIÓN DE ARTEFACTOS PARA EL CONTROL DE LA UNIFORMIDAD TOMOGRÁFICA EN SPECT

Reynés Llompart G^{1,2} y Puchal R²

¹HUB Bellvitge. L'Hospitalet del Llobregat. Barcelona.

²Institut Català d'Oncologia. L'Hospitalet de Llobregat. Barcelona.

Correspondencia: greynes@iconcologia.net

Palabras clave: SPECT. Artefactos. Uniformidad. Patrones.

Introducción y objetivos

La existencia de defectos en la adquisición del SPECT se traduce en la producción de artefactos en los distintos cortes de la reconstrucción tomográfica. Estos, debido a las órbitas que realizan las gammacámaras, poseen una simetría circular sobre los cortes transversales. La medición de la uniformidad en dicha tomografía propuesta por las normas NEMA [1] consiste en la valoración cualitativa de los defectos por parte de un observador, por lo que es totalmente dependiente de su capacidad y experiencia. Todos los intentos para encontrar algún un parámetro objetivo para la evaluación de la uniformidad tomográfica no han presentado resultados satisfactorios [2-4]. El objetivo de este trabajo es el de encontrar un método automático para la detección y clasificación de los artefactos producidos en la uniformidad tomográfica, extrayendo las características necesarias para aplicar un algoritmo de clasificación usando técnicas de reconocimiento de patrones. El método ha sido entrenado y validado con imágenes sintéticas y puesto a prueba con imágenes reales.

Material y métodos

En este primer contacto con el tema, se ha supuesto que todos los artefactos son debidos a faltas de uniformidad de más de un 2% en la imagen planar sin ruido, ya que, artefactos de menor intensidad pueden ser considerados del orden del ruido presente en la imagen. Otro criterio usado ha sido clasificar los artefactos dependiendo de la posición de éstos en la imagen planar. En la generación de imágenes se han tenido en cuenta tres factores que influyen en la detección de artefactos: el grado de intensidad, ya que, si el contraste debido al defecto es inferior o del mismo orden que las oscilaciones debidas al ruido éste es indetectable. El segundo factor es la posición del defecto en la imagen planar respecto al eje de rotación, en concreto, la magnitud del artefacto que aparece en el centro, llamado artefacto de ojo de buey varía inversamente a la raíz cuadrada de dicha distancia. En tercer lugar, se tuvo en cuenta la extensión del defecto que repercute en la extensión del artefacto. Se han generado imágenes mediante MATLAB, usando una matriz de 128x128 píxeles, con defectos de de 2 píxeles. Se han generado estudios con distinto número de cuentas e intensidad de defectos. Posteriormente, en cada imagen sin procesar se ha alterado el número de cuentas de cada celda al introducir un ruido de tipo Poisson y se han corregido por atenuación de forma analítica. El método propuesto se ha probado sobre imágenes reales, adquiridas usando un maniquí cilíndrico de uniformidad con una disolución de 99m-Tc de aproximadamente 100MBq. Se ha usado una cámara SPECT (Philips BrightView XCT) con colimador de baja energía y alta resolución, usando solo un cabezal. Para extraer las características se ha usado un método basado en el muestreo anular de Madsen, reduciendo así la dependencia con el ruido de la imagen. Este muestreo consiste en dividir las imágenes en secciones circulares y substituir el número de cuentas que contienen por el valor medio, aprovechándose de la simetría circular que suelen presentar la mayoría de artefactos. Sobre cada sección se calculó el contraste respecto a la imagen total comprendida entre el último círculo y el centro, obteniendo un total de 15 contrastes. A partir de estos contrastes, los cortes de la reconstrucción se han clasificado en clases dependiendo de la posición original del defecto sobre la imagen planar sin procesar que generan los artefactos. En nuestro caso esto se traduce a 19 clases distintas, correspondientes a 18 posibles posiciones del defecto más otra clase que corresponde a imágenes sin defectos o defectos del 2%. El algoritmo que se ha usado es el Bayesiano *Naïve*, debido a su simplicidad y a que es robusto y eficiente en términos de tiempo de cálculo, algo necesario si se quiere usar para el control de calidad de forma rutinaria.

Resultados y discusión

Sobre el conjunto de imágenes sintéticas de prueba, con defectos conocidos sobre la imagen planar: con 1 millón de cuentas -el número de cuentas de entrenamiento- la exactitud es del 77%. Dentro del 33% de errores cometidos en la clasificación, un 35% de éstos corresponden a defectos clasificados en una posición adjunta a la correcta, el resto de errores corresponden a defectos mal clasificados en una clase no adjunta. De todos los errores en la clasificación, el 24% de éstos corresponden a falsos positivos.

Por otra parte, al subir el número de cuentas, el número de errores en la clasificación disminuye, y, tal como es de esperar, si se baja el número de cuentas los errores aumentan considerablemente, haciendo impracticable el método.

La mejor clasificación se da para defectos en posiciones distantes del eje de rotación mientras que las peores clasificaciones son debidas a defectos muy cercanos al eje de rotación, aunque estos presentan una mayoría de errores debido a falsos positivos y defectos clasificados en una clase adjunta a la correcta. Aunque el método ha sido entrenado para clasificar imágenes con defectos de dos píxeles sobre la imagen sin procesar el método se ha probado con imágenes con defectos de mayor tamaño: 3, 4 y 5 píxeles respectivamente. Para defectos de dos píxeles, cada clase representa la posición del defecto sobre la imagen planar, por lo tanto, defectos de mayor tamaño pueden pertenecer a más de una clase. Se observa que al aumentar el tamaño la exactitud se mantiene prácticamente constante, aunque dentro de los errores aumentan los falsos positivos. Los resultados obtenidos con imágenes experimentales muestran que el método tiene una alta sensibilidad (100% de detección de los artefactos) pero una baja especificidad (30% de cortes sin artefactos aparentes clasificados como con artefactos).

Conclusiones

En esta primera aproximación, se ha mostrado la posibilidad de aplicar las técnicas usadas en reconocimiento de patrones para el control de calidad de los equipos de SPECT. La experiencia se ha centrado en desarrollar un nuevo sistema para detectar y clasificar de forma automática artefactos producidos en la reconstrucción tomográfica, creando un sistema simple y objetivo para el control rutinario de la uniformidad tomográfica, con posibles aplicaciones a imágenes de PET.

Bibliografía

- [1] NEMA 2007 *Performance measurements of scintillation cameras Standards Publication NU-1-2007*(Washington, DC: National Electrical Manufacturers Association)
- [2] Gullberg G T 1987 An analytical approach to quantify uniformity artifacts for circular and noncircular detector *Med. Phys.* 14 105
- [3] Madsen M T 1997 A method for quantifying SPECT uniformity *Med. Phys.* 24 1696–700
- [4] Hughes A 2001 Quantification of reconstructed SPECT non-uniformity *Nuc. Med. Comm.* 22 703-712

VIGILANCIA DE LA INCORPORACION DE I-131 POR INHALACION EN LAS INSTALACIONES DE TRATAMIENTOS METABOLICOS

Barquero R¹, Antón D¹ y de Miguel D²

¹Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario de Valladolid.

²Radioterapia. Hospital Clínico Universitario de Valladolid.

Correspondencia: rbarquerosa@saludcastillayleon.es

Palabras clave: Dosimetría interna. I-125. Riesgos inhalación.

Introducción y objetivos

En nuestra instalación se administra terapia metabólica con ¹³¹I, efectuándose alrededor de 100 tratamientos anuales de cáncer diferenciado de Tiroides (CDT) hospitalizando a los pacientes durante 3 o 4 días. La habitación de tratamiento está convenientemente blindada, está prácticamente ocupada todo el año, y está atendida permanentemente por un enfermero/a y un/a auxiliar de enfermería en una dependencia contigua a la misma denominada control de enfermería. Por la forma en que se administra el radio-yodo, en forma de cápsula, y los procedimientos seguidos, el riesgo de incorporación de I-131 por inhalación del personal encargado del cuidado se considera despreciable. Sin embargo no es totalmente descartable la presencia de radio-yodo en forma de aerosol, aunque en cantidades mínimas, y al considerar los largos períodos de tiempo que el personal estaría expuesto a esta hipotética contaminación ambiental, es aconsejable el establecimiento de un programa de monitoreo confirmatorio para vigilar que este personal no incorpora cantidades significativas de yodo-131. Por ello hemos efectuado varios análisis de contaminación (?workplace monitoring?) muestreando el aire del puesto de control y realizando frotis de las superficies de la zona de estancia del personal, que han dado resultados diferentes, con valores medidos superiores al umbral de decisión y al correspondiente límite de detección, lo que indica que existe la posibilidad de dicha contaminación interna por inhalación. Consecuentemente se han llevado a cabo otras medidas individuales para vigilar la ausencia de I-131 en el tiroides de cada persona que ha permanecido en el control de enfermería todo su turno laboral de 8 h/día. En el trabajo que se presenta se recogen los resultados de todas estas medidas.

Material y métodos

Se realizan tratamientos metabólicos con I-131 para tratar cancer diferenciado de tiroides (CDT) con actividades en el rango de 3.7-7.4 GBq (100-200 mCi). La habitación de tratamientos está blindada y cuenta con WC conectado a tanques de decaimiento de orinas, realizándose dos tratamientos semanales consecutivos con administración de actividad lunes y jueves, y prácticamente sin interrupciones a lo largo del año.

Las medidas de vigilancia de contaminación efectuadas han sido de tres tipos:

- Ambientales de las superficies de trabajo: Se recogen frotis superficiales en diferentes zonas junto a la habitación según los procedimientos internos disponibles, y después se efectúa su medida en un contador de pozo con espectrómetro gamma dotado de detector de INa(Tl) de 2? x 2? de diámetro x lado, marca Camberra y software de espectrometría ORTEC® marca ScintivisionTM n/s P° 7.21.6517. La evaluación de la actividad del frotis se realiza de acuerdo a la norma ISO 11929 a partir de los espectros adquiridos en el contador de pozo.
- Ambientales en el aire de las dependencias: Se muestrea 1,5 m³ del aire del control de enfermería junto al acceso a la habitación, mediante un aspirador VICTOREEN High Volume Air Sampler 08-601 con rango de aspiración de 10 a 70 pies cúbicos por minuto y filtros de carbón activo. Luego se miden en el contador de pozo indicado arriba.
- Medidas directas e individuales de la actividad en tiroides: Las medidas individuales efectuadas al personal de enfermería (enfermero/a y auxiliar) se realizan con el monitor de contaminación superficial BERTHOLD LB 122 con detector contador proporcional. La geometría de las medidas se refleja en la figura adjunta, efectuándose una medida semanal a cada persona. Previamente a cada medida se ajusta el fondo (cps) de la estancia que es almacenado en la memoria del equipo, y que luego lo descuenta automáticamente de cada medida. Las correspondientes actividades referidas a cada individuo vigilado, se obtienen a partir de la lectura del equipo en Bq/cm², ya que se conoce el factor de calibración y la eficiencia del mismo para I-131 (0,045 Bq/cm²/cps y 0,231 % cps/Bq, respectivamente).

Resultados y discusión

En la tabla adjunta se presentan los resultados obtenidos en uno de los controles efectuados de cada tipo de medidas. Las medidas de frotis superficiales pueden ser confirmatorias de si es necesario vigilar la actividad tiroidea del personal de enfermería. Como puede verse excepto para la muestra S6 todos los valores medidos están por encima de los umbrales de decisión y de los límites de detección respectivos. La muestra del aire obtenida en papel de filtro resulta en un valor por debajo del límite de detección, por lo que hay que dudar si los filtros utilizados en el aspirador de aire son los adecuados, o si el procedimiento de medida es lo suficientemente sensible. Se investigara más adelante. En cuanto a las medidas individuales y despreciando la corrección por atenuación de la piel, los valores obtenidos para el límite de detección (en torno a 1600 Bq) son adecuados ya que está por debajo del valor que correspondería a una dosis de 1 mSv (en torno a 7000 Bq, ICRP 78). Las medidas individuales tiroideas resultan en todos los casos por debajo del umbral de decisión, por lo que puede concluirse que los trabajadores no han estado expuestos a contaminación interna.

EQUIPO	MEDIDA	MUESTRA	A (Bq)	u(A) (Bq)	u.d.	l.d.
CONTADOR POZO	FROTIS SUPERFICIES	S1	119,45	11,95	0,09	0,19
		S2	0,47	0,05	0,04	0,08
		S3	0,26	0,04	0,04	0,08
		S4	0,24	0,03	0,03	0,07
		S5	0,17	0,04	0,06	0,13
		S6	0,04	0,02	0,03	0,06
CONTADOR POZO	1,5 m ³ AIRE	A1	0,08	0,03	0,05	0,11
CONTAMINACION SUPERFICIAL	INDIVIDUAL	Enf 1 a 8	0,00		758,11	1598,53
		Aux 1	432,90	456,09	735,48	1552,00
		Aux 2 a 8	0,00		758,11	1598,53



Conclusiones

La medida de actividad tiroidea con un contador de contaminación superficial permite descartar o confirmar la existencia de yodo en el tiroides del personal de enfermería. Se dispone de estos equipos en todas las instalaciones de Medicina Nuclear, con lo que se puede usar con sencillez de forma inmediata. Para realizar estas medidas es necesario que el ambiente en el que se efectúen tenga un fondo bajo, de forma que el límite de detección conseguido permita verificar los bajos niveles a determinar.

OPTIMIZACIÓN DEL PROCEDIMIENTO DE VERIFICACION DE LA RESPUESTA EN ACTIVIDAD DE ACTIVÍMETROS EN UNIDADES DE PRODUCCIÓN PET USANDO ^{13}N

Verde Velasco JM¹, López Lorenzo B², Ruiz Guijarro JA² y Montes Fuentes C¹

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Salamanca. Salamanca.

²Unidad Imagen Molecular del CIMES. Universidad de Málaga. Málaga.

Correspondencia: jmverde@gmail.com

Palabras clave: Activímetro, ^{13}N , optimización, ^{18}F .

Introducción y objetivos

El protocolo español de control de calidad en medicina nuclear¹ establece la necesidad de controlar de forma regular la respuesta en actividad de los calibradores de dosis. Este protocolo establece el uso de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ para la realización de dicha prueba. En el caso de una instalación PET esta metodología resulta inviable al no disponer de dicho radionucleido en la instalación. Proponemos una metodología alternativa para la realización de dicha prueba de forma rápida, barata y eficiente en una instalación que disponga de ciclotrón.

Material y métodos

En el proceso de síntesis de la ^{18}F FDG empleando un ciclotrón (GE PETTRACE), uno de los primeros pasos, denominado acondicionamiento del blanco, consiste en la irradiación de una carga de agua común en el ciclotrón². Esta irradiación proporciona una muestra con un alto contenido en ^{13}N y una cantidad residual de ^{18}F (producidas por la activación del ^{16}O el primero y la mínima cantidad de ^{18}O presente en el agua en el caso del segundo). Emplearemos esta muestra como fuente de prueba, realizándose medidas de su actividad en el calibrador de dosis (PET_DOSE de COMECER) con intervalos de tiempo suficientemente cortos para obtener tres valores (medidas) en cada década de la escala de medida. Estos datos nos permitirán analizar la respuesta en actividad del calibrador, comparando la respuesta en cada punto de medida con la curva obtenida por ajuste de los datos experimentales a una curva de decaimiento de una mezcla de ^{13}N y ^{18}F según el método de mínimos cuadrados empleando Matlab.

Se realiza una valoración exhaustiva de la respuesta en el rango entre 736 y 8 mCi al ser el rango habitual de uso de dicho activímetro y tomándose también algunos valores en el rango de las décimas de mCi para verificar la aplicabilidad del método en esa escala.

Resultados y discusión

Los resultados obtenidos en la comparación de la función respuesta del calibrador con la función de ajuste presentan en todos los puntos una diferencia menor del 2%, mucho mejor que la prescrita en la literatura, si bien cabría pensar que al emplearse dos parámetros de ajuste en lugar de uno habría que reducir estos márgenes de tolerancia. La comparación se realiza de forma relativamente simple empleando Matlab y Excel. Se puede observar un cambio de tendencia y una mayor desviación en la medida realizada cerca de 0.09mCi, que se explicaría por la presencia de una pequeña cantidad de impurezas de periodo de semidesintegración mucho mayor, presencia que se comprobó midiendo la muestra semanas después en un detector multicanal y que está recogida en la literatura³.

La primera alternativa para realizar esta prueba sería el uso de ^{18}F de alta pureza radionucleídica, sin embargo nuestra propuesta proporciona múltiples ventajas:

- Económica, puesto que se emplea un producto generado en el acondicionamiento previo a la síntesis de ^{18}F -FDG, que habitualmente es desechado, mientras que utilizar ^{18}F requeriría la irradiación de H_2O^{18} , de coste muy superior.
- Operativa. El tiempo de toma de datos corresponde de forma aproximada con la duración de la síntesis de ^{18}F -FDG, durante la que no es necesario el uso del calibrador de dosis, lo que permite realizar la prueba sin interferir con el funcionamiento normal de la unidad de radiofarmacia.
- De protección radiológica. Al poder realizarse la prueba sin interferir en el trabajo habitual de la radiofarmacia, es posible dejar la muestra en el activímetro, sin tener que manipularla durante el proceso, lo que reduce la exposición del personal.

Conclusiones

Hemos presentado una alternativa para la realización del control de respuesta en actividad para un calibrador de dosis en centros que dispongan de ciclotrón, dando un ejemplo de su aplicación y analizando las ventajas de esta metodología respecto a la tradicional.

Bibliografía

- [1] Protocolo nacional del control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear, SEFM 1999
- [2] PetTrace Guía del operador Clase A Revisión 7 GE Healthcare
- [3] Marengo, M., Lodi, F., Magi, S., Cicoria, G., Pancaldi, D., Boschi, S., 2008. Assessment of radionuclidic impurities in 2-[¹⁸F]fluoro-2-deoxy-d-glucose ([¹⁸F]FDG) routine production. Appl. Radiat. Isot. 66, 295–302

MÉTODO CIEGO DE CLUSTERIZACIÓN PARA LA EVALUACIÓN DE LA DOSIS RECIBIDA POR EL PERSONAL EN DOS MÉTODOS DE ADMINISTRACIÓN DE RADIOFÁRMACOS

Verde Velasco JM¹, Gonzalez González M², Montes Fuentes C¹, Verde Velasco J³, Gonzalez Blanco FJ⁴ y Ramos Pachó JA¹

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Salamanca. Salamanca.

²Centro de Investigación del Cáncer. Universidad de Salamanca.

³Departamento de Informática I+D. Cytognos S.L. Santa Marta de Tormes. Salamanca.

⁴Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Universitario de Salamanca. Salamanca.

Correspondencia: jmverde@gmail.com

Palabras clave: Protección personal expuesto. Clusterización. Administración Radiofármacos.

Introducción y objetivos

La dificultad para realizar la inyección de los fármacos marcados con isótopos radiactivos mientras la jeringa se encuentra dentro del protector plomado hace que en muchos casos el personal encargado de realizarla opte por emplear la jeringa fuera del protector plomado, aumentándose por consiguiente la dosis de radiación recibida. En nuestro servicio se plantea la posibilidad de emplear una metodología distinta, canalizando una vía mediante un catéter, lo que permite realizar, en todos los casos, la administración con la jeringa dentro del protector plomado. Comprobaremos si se aprecian diferencias significativas tanto en la dosis absorbida por el personal como en el tiempo empleado en realizar la administración del fármaco empleando el método propuesto frente a la inyección sin protector.

Material y métodos

Se ha analizado el proceso de inyección del fármaco marcado con ^{99m}Tc empleado para el rastreo óseo en 266 pacientes del servicio de medicina nuclear del Complejo Asistencial de Salamanca, en los que se ha elegido de forma aleatoria uno de los dos métodos de inyección. Para ello se ha empleado un monitor de radiación Inovision 451P situado a una distancia similar a la que se encuentra el dosímetro de solapa del personal expuesto encargado de la administración, conectado a un PC que registra la tasa de dosis cada segundo. El proceso se ha considerado finalizado una vez que han pasado 3 anchuras medias del pico de dosis, suponiéndose que ha habido tiempo para retirar los elementos contaminados y que el paciente haya abandonado la zona de inyección, y por tanto se ha medido toda la dosis recibida debida a ese procedimiento. Se realiza un análisis estadístico convencional de los resultados obtenidos, sin embargo las diversas procedencias y patologías de los pacientes hace que un número considerable de ellos podrían considerarse casos anómalos, lo que añadiría una dispersión a los resultados que no sería significativa para la tendencia global. Por esto se realiza un segundo análisis empleando técnicas de minería de datos para clasificar en dos grupos. Se descartan los casos anómalos por medio de un análisis ciego multivariante. Se verifica que los dos grupos mayoritarios obtenidos corresponden a los métodos de inyección. Para esto, se procesa cada señal, eliminándose el fondo de radiación y tomando como parámetros para el análisis el valor del máximo, el ancho del pico más alto (que caracteriza el momento de la inyección) y su área integrada. Los datos descritos se normalizan a un rango comparable, tomando como valor máximo y mínimo los valores extremos para cada parámetro encontrados en toda la muestra de señales. Después, se ha empleado el algoritmo K-Means, implementado en Java, para la clusterización de las señales, con inicio aleatorio para poder analizar su estabilidad, y con un límite de convergencia de 200, realizándose pruebas con un distinto número de grupos.

Resultados y discusión

El estudio estadístico clásico nos indica que el proceso de inyección empleando un catéter reduce la dosis recibida por el personal en una cantidad del orden del 25%, aumentándose el tiempo en realizarse el procedimiento en un 25% también. Las diferencias para estos dos parámetros son significativas con un intervalo de confianza mayor del 99% tanto para el test t de Student como para el test t de Student-Satterthwaite. En el análisis empleando el algoritmo K-means se ha comprobado que el número óptimo de grupos es 4, correspondiendo 2 de ellos a los dos métodos de inyección, teniendo dos grupos secundarios para eliminar los casos anómalos de estos grupos principales. Los grupos de casos normales engloban un 80% de los pacientes, para los que se observa una menor dispersión. Se ha comprobado también que el número de intentos de inyección solamente contribuye con ruido estadístico, lo que parece indicar que este número no dependerá de la técnica de inyección sino de las dificultades intrínsecas al paciente. El límite de convergencia nunca se alcanzó, quedando completamente estables todas las ejecuciones con un máximo de 20 iteraciones. El estudio estadístico de estos grupos en los que se han eliminado los casos anómalos por un método de análisis

ciego también concluye que la dosis recibida por el personal disminuye de forma apreciable con el método de inyección con catéter, obteniéndose una menor dispersión de los datos.

Conclusiones

Se han analizado dos métodos distintos de administración de radiofármacos comprobándose que hay una reducción significativa de la dosis recibida por el personal encargado de la administración de dicho fármaco al canalizarse una vía mediante un catéter antes de proceder a la inyección. No obstante el tiempo necesario para la administración del fármaco aumenta de forma significativa al emplear dicho método. Así mismo se ha comprobado que el uso de métodos de análisis ciegos de minería de datos nos permite caracterizar los casos anómalos de una forma objetiva sin introducir sesgos por parte del analizador.

CÁLCULO DE DOSIS DEBIDA A LA EXPOSICIÓN INTERNA EN LOS SERVICIOS DE MEDICINA NUCLEAR DEL PERÚ

Gonzales S¹, Zapata L¹, Cárdenas A² y Velásquez M³

¹División de Protección Radiológica Ambiental y Ocupacional. Instituto Peruano de Energía Nuclear. Lima. Perú.

²Protección Radiológica. Clínica Ricardo Palma-Isogamma SAC. Lima. Perú.

³Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas. Surquillo. Perú.

Correspondencia: sgonzales@ipen.gob.pe

Palabras clave: Medicina nuclear. Protección radiológica ocupacional. Dosimetría interna.

Introducción y objetivos

En medicina nuclear, se utiliza el I-131 con fines de diagnóstico y terapia, debido a su alta volatilidad a temperatura ambiente el yodo puede ser inhalado por los trabajadores que trabajan con fuentes abiertas incrementándose el riesgo de contaminación interna principalmente durante la preparación de las dosis terapéuticas de yodo. La Normativa Peruana dice que la contaminación interna de los trabajadores expuestos (TOEs) debe ser evaluada cuando se manipule I-131, en función de la carga de trabajo o cuando exista una sospecha de incorporación incidental [1]. En nuestro país, no existen a la fecha, proveedores de servicio para la medición in vivo de I-131 en tiroides, por tal razón, se ha calibrado cámaras gamma utilizando fantomas antropomórficos para la cuantificación de radionucleídos distribuidos homogéneamente en órganos específicos, como la tiroides [2]. Los documentos técnicos del OIEA [3] [4], indican que los TOEs que manipulan actividades significativas de I-131 deberían ser sometidos a un monitoreo individual interno para calcular la dosis efectiva y se lleve un registro por parte del Oficial de Radioprotección.

El objetivo de este trabajo es mejorar la protección radiológica de los trabajadores ocupacionalmente expuestos a fuentes abiertas de los servicios de medicina nuclear y capacitar a los encargados de la protección radiológica de tales instalaciones para que lleven un registro integral de dosis.

Material y métodos

Se determinó el factor de calibración de dos cámaras gamma de 2 instalaciones radiactivas, una privada y la otra estatal [4]. La calibración se llevó a cabo utilizando un fantoma de cuello-tiroides con una actividad conocida de Ba-133 (3.284E+04 Bq) y se determinó el factor de calibración en cpm/Bq para la determinación de I-131 in vivo y su dependencia con la distancia al detector. Se determinó que es preferible realizar las mediciones sin el colimador de las cámaras. Se realizaron mediciones de individuos no expuestos para determinar la Actividad Mínima Detectable (AMD), asimismo se utilizó el software AIDE para calcular la Dosis Efectiva Mínima Detectable (DEMD), considerando que la medición se realiza un día después de la fecha de incorporación [5].

Resultados y discusión

Los resultados indican que los valores de Dosis Efectiva Mínima Detectable (DEMD) determinados para la medición in vivo de tiroides en las diferentes distancias para un intervalo de monitoreo de 30 días se encuentran por debajo del nivel de registro de 1 mSv. Se elaboraron los procedimientos técnicos y se capacitó a los físicos médicos (oficiales de radioprotección), para la implementación de un metodología de vigilancia de los TOEs que manipulan fuentes abiertas de I-131.

Conclusiones

Se concluye que las cámaras calibradas pueden ser utilizadas para la vigilancia individual rutinaria de los TOEs en las instalaciones de medicina nuclear.

Bibliografía

- [1] Norma Técnica IR.002.2012 sobre "Requisitos de Protección Radiológica y Seguridad en Medicina Nuclear" aprobado por R.P. 048-12-IPEN/PRES.
- [2] Dantas, B.; Gonzales, S. y col. "A protocol for the calibration of gamma cameras to estimate internal contamination in emergency situations- Radiation Protection Dosimetry-doi: 10.1093/rpd/ncm278 (2007)
- [3] Guía de Seguridad N° RS-G-1.1 "Protección Radiológica Ocupacional", OIEA 2004.
- [4] Safety Guide N° RS-G-1.2 "Assessment of Occupational Exposure Due to Intakes of Radionuclides". IAEA 1999.
- [5] Safety Reports Series N° 37 "Methods for Assessing Occupational Radiation Doses Due to Intakes of Radionuclides", IAEA 2004.

DETERMINACIÓN Y COMPARACIÓN DE MÉTODOS PARA EL CÁLCULO DEL COEFICIENTE DE ATENUACIÓN EFECTIVO DEL TC-99 PARA PRUEBAS DE SPECT

Reynés Llopart G^{1,2}, Garrido Bretón C² y Puchal Añe R³

¹Servicio de Física y Protección Radiológica. Instituto Catalán de Oncología. L'Hospitalet de Llobregat.

²Servicio de Física. Hospital Universitario de Canarias. Tenerife.

³Servicio Medicina Nuclear. Hospital Universitario de Bellvitge. L'Hospitalet de Llobregat.

Correspondencia: greynes@iconcologia.net

Palabras clave: Chang. Tecnecio. Atenuación. Uniformidad. SPECT.

Introducción y objetivos

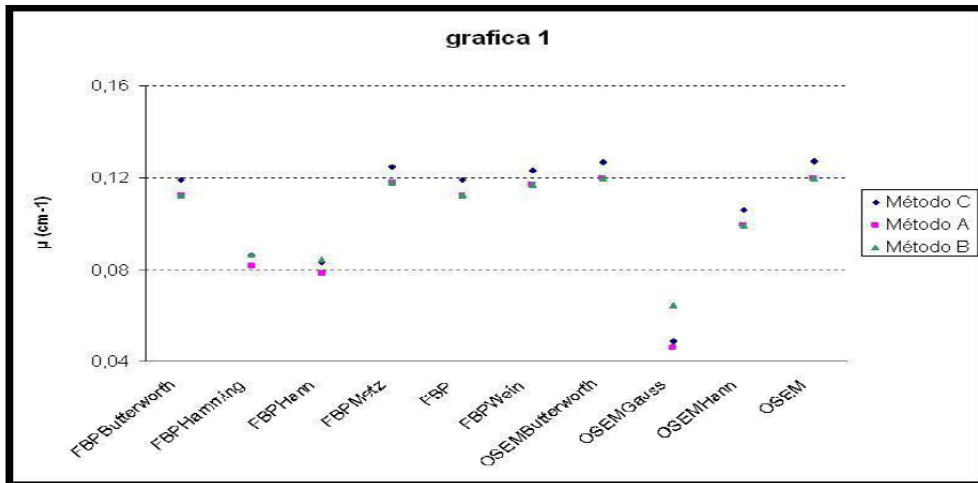
El método estándar de corrección de atenuación sin emplear atenuación por rayos x es el método de Chang [1]. Este método consiste en considerar un solo coeficiente de atenuación en el interior del volumen reconstruido. El coeficiente de atenuación lineal no es aplicable a este caso por tener que considerarse tanto la geometría de la estructura emisora como la dispersión en el interior del volumen de la misma. Esta hipótesis sólo es válida en el caso de objetos homogéneos, como el maniquí para las pruebas de uniformidad tomográfica. El propósito del presente trabajo es el de comparar distintos métodos para la determinación del valor del coeficiente de atenuación del Tc-99m.

Material y métodos

Se realizó un estudio SPECT al maniquí de uniformidad tomográfica cargado con una actividad de 1110MBq en una gammacámara Philips Brightview XCT con un colimador LEHR. La adquisición se obtuvo con una matriz de 128x128. A partir de esta única adquisición se procesó el estudio en una estación de trabajo Xeleris para obtener los siguientes grupos de imágenes. Se procesó por el método de retroproyección filtrada (FBP) con cinco posfiltrados; Butterworth, Hann, Hamming, Metz y Weiner, y sin posfiltrado. En total seis procesados distintos por el método FBP. Seguidamente se realizaron cuatro procesados de la adquisición por el algoritmo iterativo (OSEM); uno sin posfiltrado y tres posfiltrado; Butterworth, Hann y Gauss. En total cuatro procesados por el método OSEM. Esto corresponde a una colección de 10 grupos de imágenes. El método propuesto para el cálculo del coeficiente de atenuación efectivo (μ) parte de los cortes axiales. Se divide el círculo del corte axial en coronas concéntricas de un píxel de espesor, dejando un espacio entre coronas para no solapar los píxeles de distintas coronas. Se calcula la suma de todos los valores de píxel de la corona exterior y se divide este valor entre el número de píxeles que contiene la corona. Asumimos que la emisión desde estos puntos más exteriores de la corona sufre la menor atenuación y por lo tanto tomamos este valor de la densidad de píxel como referencia. Multiplicando este valor de la densidad por el número de píxeles contenido en cada corona obtendremos el valor de la suma de los valores de píxel que se esperaría encontrar en cada corona si no existiera atenuación. Ahora se debe multiplicar cada valor de píxel por un factor que corrija la atenuación e iguale el valor de píxel encontrado al que se esperaría encontrar en ausencia de atenuación. Para esto se desarrollan tres métodos de cálculo que llamaremos, método A, método B y método C. En el método A se acepta como factor de corrección que $N = N_0 e^{\mu R}$ donde μ es el coeficiente de atenuación efectivo y R la distancia desde el punto emisor hasta el borde del maniquí. Por lo tanto, para cada píxel que se encuentra a una distancia R del borde, el valor del coeficiente debe ser, $\mu = \frac{1}{R} \ln\left(\frac{N}{N_0}\right)$. Cada corona tendrá una distancia fija hasta el borde y por tanto se encuentra un valor del coeficiente para cada corona. Se calcula el valor medio de dicho coeficiente para todas las coronas que forman un corte axial y después el valor medio de μ para cada corte axial de la imagen hasta formar la imagen completa. De esta forma se obtiene un valor del coeficiente que se aplica a todo el volumen reconstruido. En el método B se trabaja también calculando un μ para cada corona pero minimizando valor de la diferencia entre el valor de píxel esperado con la menor atenuación y el encontrado. Esto es, $DIF_{coronaj} = d \sum_{i=1}^{N_j} n_i - \sum_{i=1}^{N_j} c_i e^{\mu R}$ donde N_j representa el número de píxeles que hay en la corona j . El primer término de la expresión representa la suma de los valores de píxel esperados sin atenuación en la corona y el segundo representa la suma de los valores de píxel encontrados corregidos por atenuación. Se minimiza el valor de la diferencia en función del coeficiente μ y se obtiene un valor del coeficiente para cada corona. Después se procede de forma idéntica que en el método A y se obtiene un valor único de μ para todo el volumen reconstruido. En el método C se obtiene el valor de μ minimizando el valor de la diferencia entre lo esperado sin atenuación y lo encontrado corregido por el factor $e^{\mu R}$. Esta vez se calcula la suma de todas las coronas que forman un corte axial y se calcula en valor medio de todos los cortes. De esta forma se minimiza la expresión, $DIF = d \sum_{j=1}^K \sum_{i=1}^{N_j} n_{ji} - \sum_{j=1}^K \sum_{i=1}^{N_j} c_{ji} e^{\mu R_j}$ Donde K representa el número de coronas que forman el corte axial y N el número total de píxeles que contiene la corona j .

Resultados y discusión

Se presentan en la gráfica 1 los valores de μ obtenidos.



Se realizó la prueba estadística de la concordancia del coeficiente de correlación. Todos los coeficientes están por encima de 0.94, como se observa en la tabla. Podemos decir que no se encuentran diferencias significativas entre los métodos.

El tiempo de cálculo para el método A fue de 0.194 s/corte, para el método B 68.546 s/corte, y para el método C 62.521 s/corte.

Métodos	Concordancia del coeficiente de correlación	95% Intervalo de confianza	Pearson ρ (precisión)	Bias factor corrección (exactitud)
A-B	0.9545	0.9063-0.9782	0.9950	0.9593
A-C	0.9685	0.9193-0.9879	0.9999	0.9687
B-C	0.9407	0.8875-0.9692	0.9939	0.9465

Conclusiones

Los valores de obtenidos no presentan grandes variaciones entre ellos y coinciden con los valores publicados en la literatura, con la excepción de la reconstrucción iterativa con filtro de Gauss. Esto es debido al suavizado que presenta este filtro, que provoca que los bordes no estén bien definidos y altera el valor de la densidad de pixel d. El método A es el que menor tiempo consume y usando los métodos más refinados no hay un incremento significativo en la precisión.

Bibliografía

[1] Chang L.T., A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. IEEE Trans. Nucl. Sci., 1978, Vol. N° 25, 638-643.

ANÁLISIS DEL ESPECTRO DE RUIDO EN GAMMACÁMARAS Y CORRECCIÓN DEL RUIDO ESTRUCTURAL ASOCIADO AL COLIMADOR

Ramos Pacho JA, Montes Fuentes C, Verde Velasco JM, Delgado Aparicio JM, Pérez Álvarez ME, Gómez González N, Cons Pérez N, García Repiso S, Sáez Beltrán M y Gómez Llorente PL

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Universitario de Salamanca. Salamanca.
Correspondencia: jaramos@saludcastillayleon.es

Palabras clave: Gammacámara. Espectro de potencia de ruido. Ruido estructural. Colimador.

Introducción y objetivos

El ruido es una de las características principales de las imágenes obtenidas en Medicina Nuclear, por lo que usar mecanismos que reduzcan la presencia de éste nos permitirían, con el mismo número de cuentas y por lo tanto con la misma actividad, aprovechar la capacidad de resolución del equipo y extraer una mayor cantidad de información de la imagen. Con dicho objetivo, en este trabajo se describe la adquisición y procesado de imágenes uniformes mediante las que se analizan las componentes espectrales del ruido, y se realiza un filtro que permita atenuarlo.

Material y métodos

Se realizan distintas adquisiciones con una fuente plana de Co-57, usando colimadores de distintas características en las tres gammacámaras disponibles en nuestro hospital. Para un análisis con la mayor precisión posible del espectro de ruido, las adquisiciones se realizan con el mayor tamaño de matriz disponible, y con un elevado número de cuentas para, por un lado compensar el mayor tamaño de matriz utilizado, y por otro minimizar el predominio del ruido de naturaleza cuántica en dicho espectro. Estas adquisiciones se exportan para ser procesadas y analizadas con un programa realizado para tal efecto en Matlab. El espectro obtenido es utilizado para realizar un filtro de corrección a las imágenes que se puedan obtener con estas gammacámaras.

Resultados y discusión

Tras obtener las imágenes con fuente plana y tiempo largo de adquisición, se procesan, calculando la transformada de Fourier de las mismas. Los espectros de ruido resultantes contienen picos en frecuencias que se corresponden con la estructura periódica del colimador, estando detallados el tamaño de los orificios y el septo en las respectivas especificaciones. Además se observa que la visibilidad en el espectro del patrón estructural respecto al fondo, que se corresponde con el ruido cuántico, aumenta con el número de cuentas. Esto se desprende de que el ruido cuántico obedece una estadística de Poisson, y que el ruido estructural se puede considerar proporcional al número de cuentas, tal y como se comprueba tras analizar imágenes con distinto número de cuentas. Una vez analizado el espectro, se emplea para la realización de un filtro que trate de atenuar las componentes del ruido estructural. Para ello se realiza un suavizado del espectro, se elimina el pico central correspondiente a la imagen plana, y se normaliza la zona central a la unidad, para finalmente invertirlo y con ello obtener un filtro que se usará en el espacio de frecuencias. A continuación basta con multiplicar este filtro con la transformada de Fourier de la imagen a procesar, y calcular la transformada inversa para obtener la imagen filtrada. Al realizar una prueba con la propia imagen plana, se comprueba que la desviación típica en una ROI central de la imagen disminuye.

Conclusiones

Se realiza un análisis de las componentes espectrales del ruido en distintas adquisiciones con fuente plana de Co-57, encontrando picos que se corresponden con la estructura del colimador. Con dicho espectro se realiza un filtro que atenúa este ruido estructural, y que por lo tanto reduce el ruido de la imagen. Sin embargo, para aplicar esta mecánica a cualquier imagen se debe tener en cuenta que, como se ha comentado anteriormente, el peso relativo del ruido estructural frente al ruido cuántico depende del número de cuentas, y por lo tanto es necesario que el filtro refleje esta dependencia, con el fin de que pueda aplicarse a imágenes clínicas.

Bibliografía

[1] J.T. Dobbins II, E. Samei, N.T. Ranger, Y. Chen. Intercomparison of methods for image quality characterization. II. Noise power spectrum

PRUEBAS NEMA EN GAMMACÁMARAS. IMPLEMENTACIÓN INDEPENDIENTE DEL FABRICANTE

Ramos Pacho JA, Montes Fuentes C, Verde Velasco JM, Pérez Álvarez ME, Delgado Aparicio JM, Cons Pérez N, Gómez González N, García Repiso S, Sáez Beltrán M y Gómez Llorente PL

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Universitario de Salamanca. Salamanca.
Correspondencia: jaramos@saludcastillayleon.es

Palabras clave: Gammacámara. NEMA. Control de calidad. Uniformidad planar. Resolución espacial.

Introducción y objetivos

El análisis de los resultados de pruebas de control de calidad en gammacámaras, como la uniformidad planar extrínseca y la resolución espacial, se encuentra muchas veces limitado por procedimientos y herramientas intrínsecas del equipo. Con el objetivo de una evaluación independiente de dichas pruebas y un mejor manejo y seguimiento de los datos obtenidos se realizan sendos programas en *Matlab*.

Material y métodos

Para la obtención de los parámetros a analizar, se realiza una adquisición con fuente plana de Co-57 en el caso de la prueba de uniformidad planar extrínseca, o de un maniquí lineal con Tc-99m para la resolución espacial, y se exportan las imágenes en formato DICOM para ser evaluadas con los mencionados programas. Las rutinas utilizadas siguen las especificaciones NEMA para evaluar la uniformidad integral y diferencial tanto en el UFOV (campo de visión útil) como en el CFOV (campo de visión central) para las imágenes de uniformidad, y el FWHM (anchura de la curva a media altura del máximo) en la dirección x o y para las imágenes de resolución espacial. En este último caso, además, se calcula el FWHM usando dos métodos alternativos: uno realizando un ajuste gaussiano de los perfiles, y otro mediante interpolación lineal entre puntos.

Resultados y discusión

En el caso del análisis de la uniformidad el método interno obtiene un valor mayor para el índice de uniformidad, entre un 0,2 y un 0,7%, y además en ninguno de los casos se ha observado que el método interno haya dado un resultado dentro de las tolerancias establecidas en nuestro centro que no lo hubiera estado usando el análisis independiente. En cuanto al análisis de la resolución espacial, el valor del FWHM obtenido con el método independiente siguiendo las especificaciones NEMA es ligeramente menor que el mostrado por el equipo, alrededor de 0,4 mm, observándose además que el método independiente que más se ajusta a los resultados internos es el de ajuste gaussiano de los perfiles.

Conclusiones

El método usado permite evaluar de manera independiente la prueba de uniformidad planar extrínseca y la de resolución espacial con fuente lineal, obteniéndose en el año 2012 resultados ligeramente mejores en ambas pruebas mediante el cálculo independiente respecto de los mostrados por los equipos.

Bibliografía

NEMA Standards Publication NU 1-2001: Performance Measurements of Scintillation Cameras
IAEA Quality Control Atlas for Scintillation Camera Systems

OPTIMIZACIÓN DE LAS SALAS DE ADMINISTRACIÓN/CAPTACIÓN DE UN PET-CT EN LA FASE DE DISEÑO

ME, Verde Velasco JM, Ramos Pacho JA, Montes Fuentes C, Delgado Aparicio JM, Gómez Llorente N, Cons Pérez N, García Repiso S, Sáez Beltrán M y Gómez Llorente PL

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Salamanca. Salamanca.
Correspondencia: eperzalva@saludcastillayleon.es

Palabras clave: Optimización. Dosis. PET-CT. Captación. Diseño.

Introducción y objetivos

Los pacientes sometidos a exploraciones PET necesitan estar en reposo en un box de captación durante unos 60 minutos previamente a la exploración. Los requerimientos de blindajes en estas zonas de captación pueden ser superiores que los de la sala PET, debido a dos factores. Por una parte las dimensiones de la sala de captación suelen ser menores a la sala PET y por otra cuando el paciente se encuentra en la sala PET la actividad ha sufrido el decaimiento de una hora y el paciente ha orinado otra parte importante de la actividad administrada. En este trabajo se estudian la dosis recibidas por el personal encargado de administrar la actividad a los pacientes del PET-CT, debida a los pacientes que ya están inyectados y están reposando durante la fase de captación. Los parámetros que se tendrán en cuenta son la colocación en los boxes de los sillones o camillas para inyectar a los pacientes, así como el orden de entrada de dichos pacientes en cada uno de las boxes disponibles.

Material y métodos

En nuestro hospital se dispone de una sala de administración que se puede dividir en tres boxes adyacentes, uno de ellos será mayor a los otros dos para poder albergar a pacientes encamados. Este box de mayor tamaño, solamente se puede ubicar en dos posibles posiciones. Se calcula la dosis recibida por el personal teniendo en cuenta una actividad administrada por paciente de 370 MBq y un tiempo transcurrido entre pacientes de 30 minutos, tardando 3 minutos en realizar la administración del F-18 FDG. No se tiene en cuenta la dosis recibida en la propia administración al paciente, debido a que dicha dosis no dependerá de la distribución elegida. El blindaje considerado entre boxes es de 10mm de plomo.

Resultados y discusión

Entre las dos posibles configuraciones de boxes disponibles, los seis posibles órdenes de entrada a los boxes y las ocho distribuciones de sillones de administración, obtenemos 96 posibles dosis recibidas por el ATS-DUE. De estas posibilidades, en la situación más favorable, se recibiría una dosis de 0.33 mSv/año suponiendo una media de 60 pacientes por turno a la semana y 50 semanas al año. En la situación más desfavorable, se recibiría una dosis de 0.58 mSv/año, que es 1.8 veces superior a la dosis recibida en el caso anterior. La principal ventaja que obtenemos con este procedimiento, lo vemos reflejado en el blindaje de las paredes, ya que si usamos la situación más favorable, nos ahorramos 4mm de plomo, frente a la situación más desfavorable. Es necesario plantear este tipo de estudios durante la fase de diseño para determinar la configuración óptima de los boxes y por consiguiente los elementos asociados a dicha distribución como son las puertas. Los sillones deberán ser fijados al suelo en la fase de implantación para mantener la configuración más adecuada encontrada.

Conclusiones

Dado que no se añade ningún coste adicional al usar una u otra configuración, y sí se obtienen mejoras notables en la reducción de dosis recibida por el trabajador que realiza las administraciones, se recomienda hacer un estudio de la configuración tanto física, como de organización en el orden de ocupación de los boxes.

Bibliografía

AAPM Task Group 108: PET and PET/CT Shielding Requirements

COEFICIENTE DE ATENUACIÓN EFECTIVO DEL TC- 99M PARA LAS PRUEBAS DE SPECT EN FUNCIÓN DEL TIPO DE RECONSTRUCCIÓN

Garrido Bretón C¹, Reynés Llompart G², Catalán Acosta A¹ y Puchal Añe R³

¹Servicio de Física Médica. Hospital Universitario de Canarias. Tenerife.

²Servicio de Física Médica. Instituto Catalán de Oncología. Barcelona.

³Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Universitario de Bellvitge. Barcelona.

Correspondencia: cgbreton@gmail.com

Palabras clave: Chang, Tecnecio, atenuación, uniformidad, SPECT.

Introducción y objetivos

El método de corrección por atenuación de Chang en estudios de SPECT consiste en utilizar un “coeficiente de atenuación efectivo” que corrija la atenuación producida por las estructuras que atraviesan los fotones antes de ser detectados en una gammacámara. Este método sólo es aplicable cuando se intenta reconstruir órganos homogéneos puesto que se considera un solo coeficiente de atenuación en el interior del volumen reconstruido. El propósito de este trabajo ha sido calcular el valor de este coeficiente para los fotones de la energía del Tc-99m demostrando que es independiente del algoritmo de reconstrucción que se emplee para obtener la imagen.

Material y métodos

Para la realización de este estudio se ha utilizado como estructura a reconstruir un maniquí cilíndrico diseñado para el estudio de la uniformidad topográfica cargado con 1100MBq de Tc99m. Antes de realizar la adquisición de la imagen se ha garantizado que la distribución de la actividad era homogénea en su interior. Se ha realizado un estudio SPECT al maniquí en una gammacámara Philips Brightview XCT con un colimador de baja energía y alta resolución (LEHR). La matriz de adquisición de ha sido de 128x128. Se obtuvieron un total de 120 proyecciones y un tiempo de integración de 10 segundos por proyección. A partir de esta única adquisición se ha procesado el estudio en una estación de trabajo Philips Xeleris para obtener un total de 20 imágenes divididas en dos grupos:

1º Grupo 1: Imágenes reconstruidas con el algoritmo de retroproyección filtrada (FBP). En estas imágenes se empleó el filtro Butterworth con 11 distintas frecuencias de críticas diferentes cuyos valores estaban en el intervalo entre 0.25 y 1.25, se han generado así un total de 11 imágenes diferentes.

2º Grupo 2: Imágenes reconstruidas con el algoritmo reconstrucción iterativa, método OSEM, empleando dos iteraciones variando el número de subgrupos entre 4 y 20, se han obtenido así, un total de 9 imágenes diferentes.

Para el cálculo del coeficiente se ha asumido la siguiente hipótesis; El número de cuentas que se reciben de un punto interior a la estructura considerando la atenuación sería $N = N_0 e^{-\mu R}$ donde μ es el coeficiente de atenuación lineal y R la distancia desde el punto emisor hasta el borde del maniquí. Para corregir ese efecto se ha multiplicado ese número de cuentas por un factor que tiene la forma $e^{\mu R}$. Así el número de cuentas que recibe el detector desde un punto interior a la estructura se ha corregido por la expresión $N = N_0 e^{\mu R}$ donde μ es el coeficiente de atenuación efectivo, R la distancia desde el punto emisor hasta el borde del maniquí, N es el número de cuentas que se espera obtener si no existe atenuación y N_0 el número de cuentas obtenido. Por lo tanto, para cada píxel que se encuentra a una distancia R del borde, el valor del coeficiente debe ser, $\mu = \frac{1}{R} \ln \left(\frac{N}{N_0} \right)$. Cada corona tiene una distancia fija hasta el borde y por tanto se ha encontrado un valor del coeficiente para cada corona. Se ha calculado el valor medio de dicho coeficiente para todas las coronas que forman un corte axial y después el valor medio de μ para cada corte axial de la imagen hasta formar la imagen completa. De esta forma se ha obtenido un valor del coeficiente que se aplica a todo el volumen reconstruido. Este procedimiento se ha implementado en un código de programación Matlab. Con este método se ha calculado el coeficiente de atenuación efectivo para cada una de las 20 imágenes obtenidas. Se han analizado los valores de μ obtenidos para comprobar si se corresponden con los encontrados en la literatura [1] y si la reconstrucción afecta al valor μ .

Resultados y discusión

En la fig 1. se han representado los valores obtenidos para el coeficiente para el grupo de imágenes 1 (FBP) para las distintas frecuencias críticas con las que se obtuvieron las imágenes. En ella se observa que los valores obtenidos son independientes de la frecuencia crítica cuando ésta es superior a 0.4 y su valor promedio es de $\mu = 0,112 \pm 0,003 \text{ cm}^{-1}$.

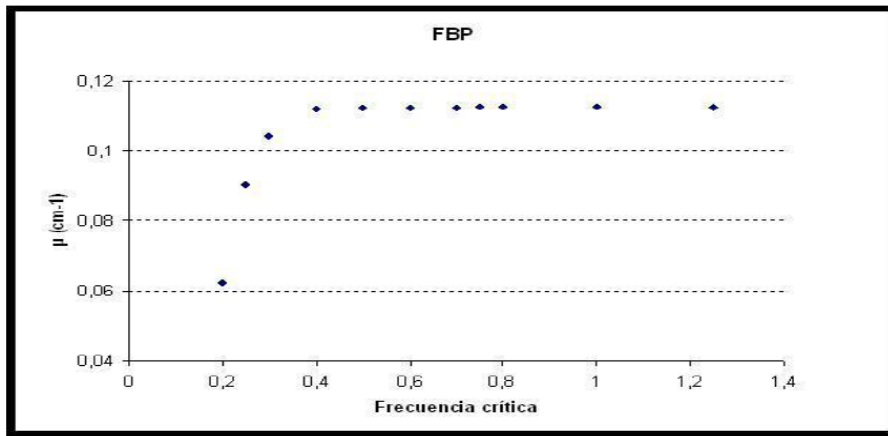


Figura 1.

En la fig 2. se han representado los valores obtenidos para el coeficiente para el grupo de imágenes 2 (OSEM) para los distintos subgrupos con las que se obtuvieron las imágenes. En ella se observa que los valores obtenidos son independientes del número de subgrupos cuando estos son superiores a 10 y su valor promedio es de $\mu = 0,121 \pm 0,007 \text{ cm}^{-1}$.

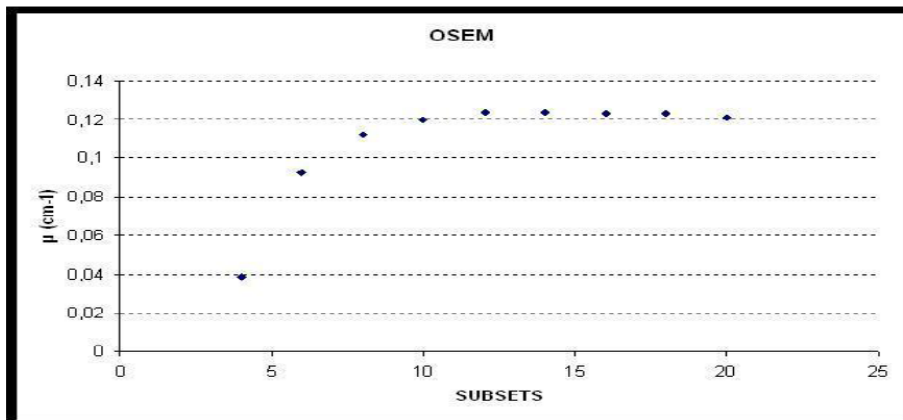


Figura 2.

Conclusiones

Existe un nivel mínimo de reconstrucción , tanto determinado por las frecuencias de los filtros (FBP) como por la cantidad de procesado (OSEM) por debajo del cual la imagen reconstruida no contiene suficiente información del objeto original. Para el maniquí empleado los valores obtenidos para el coeficiente de atenuación efectivo con imágenes reconstruidas por métodos diferentes a partir de dicho umbral son estadísticamente indistinguibles dando un valor promedio de $\mu = 0,117 \text{ cm}^{-1}$.

Bibliografía

[1] Chang L.T., A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. IEEE Trans. Nucl. Sci., 1978, Vol. N° 25, 638-643.

ANÁLISIS COMPUTACIONAL DEL IMPACTO DE LA UNIFORMIDAD EN LA IMAGEN Y EL DIAGNÓSTICO CLÍNICO DE MEDICINA NUCLEAR

Cobo Rodríguez C¹, Escalada Pastor C¹ y Fandiño Lareo JM².

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda. Majadahonda.

²Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Fundación Centro Oncológico de Galicia. A Coruña.

Correspondencia: carmen.escalada@salud.madrid.org

Palabras clave: Uniformidad. Defectos. Imagen. Diagnóstico. Calidad.

Introducción y objetivos

Es conocido que los defectos en la uniformidad de las gammacámaras inducen artefactos en las imágenes obtenidas con las mismas [1], sin embargo es difícil traducir su efecto en el diagnóstico clínico. Este trabajo presenta un método para simular el efecto que tendría en la adquisición y posterior procesado de los estudios la existencia de defectos de uniformidad conocidos y controlados, y que permite comparar los resultados con y sin defecto. El método es aplicable a una amplia variedad de adquisiciones, tanto de diagnóstico como de control de calidad.

Material y métodos

La uniformidad es un parámetro que caracteriza la respuesta de una gammacámara a un flujo uniforme de radiación y es el factor fundamental de los que contribuyen a la calidad de la imagen en Medicina Nuclear. Para garantizar que con una irradiación homogénea se obtiene una respuesta homogénea los equipos aplican sucesivas correcciones, la última de las cuales consiste en compensar las variaciones de sensibilidad de las distintas áreas de la superficie detectora multiplicando píxel a píxel cada imagen por una matriz (mapa de sensibilidad) que las elimine. En el presente trabajo se ha desarrollado un programa informático que emula el funcionamiento de la corrección de sensibilidad multiplicando cada imagen adquirida por una matriz generada por ordenador u obtenida de un control de calidad. Este “mapa” introduce los defectos elegidos, permitiendo dos opciones: la simulación de una desviación en forma de gaussiana bidimensional de posición, anchura e intensidad controladas (imitando, por ejemplo, el mal funcionamiento de un fotomultiplicador), o la utilización de una adquisición real de uniformidad obtenida en un control de calidad (lo que reproduce el desempeño de una cámara con esa uniformidad). Las imágenes a tratar se obtienen con un equipo adecuadamente calibrado y se les aplica el programa descrito, obteniéndose las nuevas imágenes que se procesan con el protocolo habitual del estudio correspondiente. Por último se compara el resultado así obtenido con el de procesar las originales. Este procedimiento se puede repetir las veces que se desee, variando los defectos introducidos. El programa se ha realizado utilizando el lenguaje de programación Aladdin, en una estación de trabajo Xeleris. La adquisición de imágenes se ha realizado en una gammacámara Infinia. Todo el equipamiento es de General Electric.

Resultados y discusión

Se ha aplicado este programa a diferentes adquisiciones, planares y de SPECT, de pacientes reales y de maniqués de control de calidad. Se ha podido relacionar la magnitud y posición de los defectos introducidos (cuantificables, por ejemplo, por los parámetros de uniformidad desarrollados en las normas NEMA [2]) con la alteración en la imagen final procesada. El proceso es inmediato y permite analizar situaciones con defectos de valores crecientes o en distintas posiciones. También se pueden obtener correlaciones entre las magnitudes que definen los defectos introducidos (posición, intensidad) y parámetros numéricos cuantificables (p.e. proporción entre la captación derecha e izquierda en ROI's simétricas, fracción de eyección ventricular, etc.) El lenguaje de programación utilizado es propio de las gammacámaras de General Electric y el programa no es directamente transferible a equipos de otras marcas, pero la filosofía del mismo puede servir para desarrollar herramientas similares en sistemas que tengan facilidades de programación adecuadas.

Conclusiones

No se puede detectar si una imagen es original o ha sido tratada, ni antes ni después del procesado clínico, excepto cuando se introducen defectos muy grandes. Esto significa que es muy difícil detectar en la práctica clínica los defectos de uniformidad sin realizar un control de calidad específico. En general la gammagrafía planar es menos sensible a los defectos que el SPECT y éste se muestra más susceptible a los que están más cercanos al eje de rotación [3][4]. Los juicios diagnósticos se pueden ver alterados, en cualquiera de los estudios analizados, introduciendo un defecto de intensidad suficiente. El análisis sistemático de la influencia de la uniformidad sobre distintas pruebas diagnósticas puede ayudar a establecer niveles de tolerancia por encima de los cuales no se deba utilizar la gammacámara para ciertos estudios. Se ha encontrado que este programa es una herramienta útil, versátil y sencilla de aplicar cuyo empleo permite sensibilizar a las personas implicadas en el diagnóstico de Medicina Nuclear sobre la necesidad de llevar a cabo un adecuado control de calidad de los equipos.

Bibliografía

- [1]O'Connor MK. Instrument- and Computer- Related Problems and Artifacts in Nuclear Medicine. Semin Nucl Med. 1996;26(4):256-77
- [2]National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU 1-2001: Performance Measurements of Scintillation Cameras. Rosslyn(VA): National Electrical Manufacturers Association;2001
- [3]Gullberg GT. An analytical approach to quantify uniformity artifacts for circular and noncircular detector motion in single photon emission computed tomography imaging. Med Phys. 1987;14(1):105-14.
- [4]O'Connor MK, Vermeersch C. Critical Examination of the uniformity requirements for single-photon emission computed tomography. Med Phys. 1991;18(2):191-7

ESTUDIO DE LA LINEALIDAD DE UNA GAMMACÁMARA APLICANDO TÉCNICAS DE TRANSFORMADA DE FOURIER

Cortés Rodicio J, Sánchez Jurado G, Lope Lope R, Martín González T y García Fidalgo MA.

Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Araba. Vitoria-Gasteiz.

Correspondencia: jesus.cortesrodicio@osakidetza.net

Palabras clave: FFT. Control de calidad. Medicina nuclear.

Introducción y objetivos

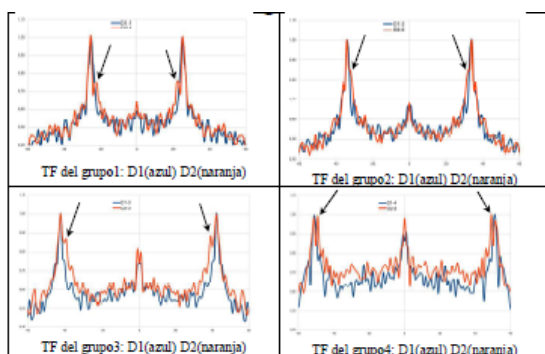
La prueba de linealidad espacial descrita en el Protocolo Nacional de Control de Calidad en Medicina Nuclear (PNCCMN) consiste en analizar la respuesta de una gammacámara frente a un conjunto defuentes lineales homogéneamente distribuidas para “conocer la capacidad que tiene la gammacámara para situar las coordenadas del punto de interacción en la posición en que ha tenido lugar”. En este trabajo se tratará de abordar el análisis de la linealidad mediante el análisis de la distribución de frecuencias de la imagen obtenida con una gammacámara.

Material y métodos

Se han adquirido las imágenes de linealidad de los dos detectores (D1 y D2) de una gammacámara ADAC Forte usando una fuente puntual de 1mCi de Tc-99m a una distancia superior a 2 metros frente al detector. Se coloca un maniquí de rendijas de plomo de diferentes frecuencias espaciales (1/6”, 1/8”, 1/10” y 1/12”, grupos 1-4 respectivamente) frente al detector sin colimador y se selecciona la ventana de energía en un 20% centrada en 140keV. La matriz de adquisición es de 512x512 y se limita la adquisición a 107cuentas. La imagen obtenida se analiza mediante el software de libre distribución ImageJ que permite la realización de la TF y la adquisición de perfiles.

Resultados y discusión

Las imágenes obtenidas muestran una falta de linealidad en el detector 2 por lo que se espera obtener un ensanchamiento de los picos del espectro de frecuencias de ese detector (gráfica 1). Se deducen varios resultados del análisis de la TF: Conocido el tamaño de píxel se puede obtener la posición del pico de frecuencias en mm/ciclo de cada detector y compararlo con la frecuencia esperada (tabla 1). Se encuentra un ensanchamiento de los picos del D2 respecto a los del D1 y, además, se aprecian máximos secundarios hacia las bajas frecuencias (marcados con flechas), máximos que se asocian a las regiones de baja frecuencia que aparecen en las imágenes. Se puede, por tanto, calcular la diferencia de frecuencias Δ (mm/c) entre el pico principal y los picos secundarios para conseguir una estimación cuantitativa de la linealidad de la imagen (%) (Tabla 1)



cuadrantes	Máximo (mm/c)	Δ (mm/c)	%
grupo 1 (4,23mm/c)	4,17 (-1,4%)	0,334	7,9
grupo 2 (3,04mm/c)	3,04 (0,0%)	0,181	5,9
grupo 3 (2,54mm/c)	2,48 (-2,4%)	0,237	9,3
grupo 4 (2,12mm/c)	2,05 (-3,3%)	0,120	5,7

Tabla 1. Evaluación de los picos de frecuencia para los cuatro grupos del maniquí y para cada detector (D1 y D2) así como la anchura evaluada como diferencia entre el pico principal y el secundario Δ (mm/c).

A diferencia del método descrito en el PNCCMN en el que se lanzan n perfiles transversales para obtener una desviación estándar del promedio de separación de los picos de cada perfil, nótese que en este resultado se ha evaluado directamente la dispersión de frecuencias de toda la imagen pues la TF contiene información de toda ella.

Conclusiones

Se ha realizado un estudio teórico de cómo debe ser la TF de una imagen de linealidad y de qué parámetros depende para aplicarlo al caso de una gammacámara que mostraba una falta de linealidad en uno de los detectores. Se ofrece así un método que evalúa de forma integral la linealidad de la imagen en su conjunto, evitando el problema de la disparidad de resultados obtenidos según el PNCCMN. No obstante, se hace necesario la realización de más medidas de linealidad en los meses siguientes para comprobar la constancia de los resultados y poder establecer niveles de referencia adecuados.

Bibliografía

- Hussain, Z. "Digital Image Processing" Ed. Ellis Horwood, 1991
- Goodman, J. "Introduction to Fourier Optics" Ed. Mc Graw Hill, 1996
- Gerald B. Folland, "Fourier analysis and its applications" Brooks/Cole, 1992
- Rafael Puchal Añé, "Filtros de Imagen en Medicina Nuclear" Nycomed Amersham, 1997
- W. S. Rasband, ImageJ, U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA.
<http://rsb.info.nih.gov/ij/> (1997-2012)

ANÁLISIS DE INCERTIDUMBRES EN UN MÉTODO INDIVIDUALIZADO DE ESTIMACIÓN DE ACTIVIDAD DE ^{131}I PARA EL PACIENTE HIPERTIROIDEO

Orellana Salas A, Melgar Pérez J y Arrocha Acevedo JF

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Punta de Europa. Algeciras.
Correspondencia: ajosarc@gmail.com

Palabras clave: Incertidumbres, hipertiroidismo, dosimetría yodo radiactivo.

Introducción y objetivos

Uno de los tratamientos del hipertiroidismo es la administración de yodo radiactivo. En nuestro centro se ha implementado un método dosimétrico individualizado para administrar la actividad óptima de ^{131}I en los pacientes hipertiroides. La expresión utilizada para estimar la actividad terapéutica ha sido derivada de un modelo bicompartimental según la formulación MIRD:

$$(1) \quad A_{adm} \sim \frac{M_{tiroides} D_{tiroides}}{U_0 T_{ef}}$$

En esta expresión, A_{adm} es la actividad terapéutica a administrar, $M_{tiroides}$ es la masa captante tiroidea, $D_{tiroides}$ es la dosis en tiroides necesaria, U_0 es la captación máxima y T_{ef} es el tiempo medio efectivo del ^{131}I en tiroides. El propósito de este trabajo es la identificación, discusión y estimación de las incertidumbres asociadas al método implantado.

Material y métodos

El método seguido para la estimación de actividad terapéutica está basado en la determinación de los parámetros biocinéticos y anatómicos del paciente con el isótopo ^{123}I mediante el análisis de imágenes planares gammagráficas a tres tiempos [1]. Las tres fuentes principales de incertidumbre del método son: factor de calibración del conjunto gammacámara – colimador, tiempo medio efectivo del ^{131}I en tiroides y masa captante [2]. La gammacámara utilizada fue una Siemens E- CAM y el colimador plano – paralelo de baja energía y alta resolución. Inicialmente, se determina empíricamente el umbral de la imagen que mejor se aproxima a unas longitudes conocidas (% respecto al máximo de cuentas) estableciéndose en el 40 %. Este umbral se utiliza en la estimación de los parámetros. El factor de calibración depende fundamentalmente del volumen de la fuente y de la profundidad de medida para el colimador plano-paralelo. En nuestro caso, obtuvimos las variaciones del factor de calibración de un maniquí CAPTUS con un conjunto de jeringas de volúmenes comprendidos entre 2 y 40 ml y a profundidades entre 1 y 5 cm. La elección de estos rangos está basada en la variabilidad encontrada en los pacientes hipertiroides [3]. Teniendo en cuenta que en nuestro método se corrige el factor de calibración en función del volumen, para la determinación de la incertidumbre asociada, se ajustan las medidas a una función polinomial de segundo grado. La incertidumbre asociada a la profundidad se determinó considerando el valor central del intervalo de profundidades, hallando la variación máxima respecto al mismo. En ambos casos a la desviación encontrada le asignamos una distribución rectangular. Para la determinación de las incertidumbres asociadas a los parámetros biocinéticos, se obtuvieron un conjunto de datos de captación mediante el muestreo de los valores del factor de calibración, de la actividad de ^{123}I y del número de cuentas a partir de las distribuciones estadísticas asignadas. Para cada terna de valores de captación se calcula un valor de captación máxima y un valor de tiempo medio biológico. La repetición de esta operación para el conjunto de los datos de captación permite obtener la distribución de los parámetros biocinéticos y su incertidumbre. En este caso, supusimos una distribución normal. Para la masa captante se obtienen los volúmenes de jeringas medidos en las imagen planar gammagráfica y se comparan con el volumen físico medido. A la diferencia máxima encontrada se le asigna una distribución rectangular. La incertidumbre de la actividad se derivó a partir de la ley de propagación de incertidumbres para la expresión (1).

Resultados y discusión

En la siguiente tabla se muestran las incertidumbres obtenidas para cada una de las fuentes de incertidumbre consideradas: En base a la metodología utilizada hemos estimado una incertidumbre relativa total de la actividad terapéutica de hasta el 28% (si no se realiza la corrección del factor de calibración con el volumen) y del 22% (si se realiza dicha corrección). El parámetro que más influye en el cálculo de la actividad es la estimación de la masa captante (15%). Los valores obtenidos son estimaciones asociadas al diseño del estudio, aunque el método dosimétrico presenta unas limitaciones intrínsecas propias de difícil valoración, como la utilización de un radioisótopo diferente para la fase terapéutica y la fase diagnóstica, la determinación de los parámetros biocinéticos con únicamente tres medidas, la estimación de la masa como un elipsoide de revolución, la posibilidad de que se produzca efecto de volumen parcial en el análisis de las imágenes, la suposición de que la captación sea uniforme en tiroides e incluso del modelo biocinético aplicado.

Fuente de Incertidumbre	Incertidumbre relativa estimada (k=1)
Factor calibración (sin corrección volumen)	12 %
Factor calibración (corrección volumen)	2,5 %
Factor calibración (profundidad)	8 %
Factor calibración (total)	9 % -14 %*
Captación máxima	10 %
Tiempo efectivo	7.5 %
Masa captante	15 %
Actividad terapéutica	22 % - 28 %*

*: Sin corrección de volumen

Conclusiones

La determinación de la actividad a prescribir a los pacientes hipertiroides presenta incertidumbres de difícil consideración. Las incertidumbres asociadas al diseño experimental pueden superar el 20 %, por lo que debería valorarse al personalizar la actividad terapéutica de ¹³¹I.

Bibliografía

[1] Matheoud, R., Canzi, C. Tissue – Specific dosimetry for radioiodine therapy of the autonomous thyroid nodule. Med. Phys. 2003 May; 30(5):791-8. [2] Uncertainties in Internal Radiation Dose Assessment. NCRP Report No.164., 2009: 354 – 360. [3] Osko, J., Golnik, N., Pliszczynski, T. Uncertainties in determination of ¹³¹I activity in thyroid gland. Radiation Protection Dosimetry, 2007. 125(1-4):516-9.

CARACTERIZACIÓN POR MONTE CARLO DE LA DOSIS TRAS UN BLINDAJE DE VIDRIO DE PLOMO PARA RAYOS GAMMA

Esteve Sánchez S¹, Gil Conde M², Contreras González JL², Rosado J² y Pazyi V²

¹Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid.

²Dpto Física Atómica, Molecular y Nuclear. Facultad CC Físicas. Universidad Complutense de Madrid. Madrid.

Correspondencia: sergioestevsanchez@gmail.com

Palabras clave: Blindaje. Rayos gamma. Vidrio plomado.

Introducción y objetivos

Cuando un haz de rayos gamma atraviesa la frontera entre dos medios caracterizados por número atómicos muy distintos se producen efectos en la distribución de dosis cerca de la frontera difíciles de predecir con modelos sencillos. El caso de rayos gamma incidiendo sobre un vidrio de plomo es especialmente interesante por su aplicación a blindajes de uso común. Interesa estudiar la importancia de la dosis residual tras el blindaje.

Material y métodos

Se han usado programas de Monte Carlo bien contrastados como GAMOS/GEANT4 y Penelope. Hemos estudiado geometrías sencillas en las que el vidrio plomado está en contacto con medios como piel o agua. Simulamos la incidencia normal de rayos gamma sobre el vidrio y calculamos la dosis depositada sobre el medio de Z bajo.

Resultados y discusión

Las simulaciones con GAMOS/GEANT4 indican que en la frontera entre el vidrio de plomo y el medio de bajo Z ligero (piel o agua) existe una zona de transición en la dosis depositada. En la zona del vidrio la dosis cae por debajo de la que predeciría una extrapolación de la dosis en este medio y en el medio de Z bajo ocurre justo al revés. Esto da lugar a una zona de dosis relativamente altas en la zona de la piel o agua en contacto con el vidrio. Para fotones de 500 KeV encontramos que el espesor de esta zona se encuentra en torno a 1 mm. y la dosis en ella llega a ser más de un 30% superior a la depositada fuera. Atribuimos el efecto al depósito de energía por electrones generados en el vidrio. Los resultados han sido obtenidos con GAMOS/GEANT4 [1][2]. Se presentarán comprobaciones usando Penelope [3]

Conclusiones

La dosis depositada en las cercanías de los blindajes de vidrio plomado sobre el que inciden rayos gamma varía de forma muy importante con la distancia al vidrio. Los resultados sugieren formas sencillas de mejorar este tipo de blindaje.

Bibliografía

[1] GAMOS Home Page, <http://fismed.ciemat.es/GAMOS/>.

[2] S. Agostinelli et. al. (Geant4 Coll.), Geant4 - A Simulation Toolkit, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A 506, 250-303(2003).

[3] Salvat, J.M. Fernandez-Varea, and J.Sempau: PENELOPE-2011, A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport

CARACTERIZACIÓN DE UN SISTEMA PRECLÍNICO DE IMAGEN PET BASADO EN DETECTORES MONOLÍTICOS LYSO

Rey N y Gómez Rodríguez F

Grupo de investigación en Radiofísica. Universidad de Santiago de Compostela. Santiago de Compostela.
 Correspondencia: nayome.rey@gmail.com

Palabras clave: PET. Animales pequeños. LSO. Fotomultiplicador multiánodo.

Introducción y objetivos

Los sistemas PET de tipo preclínico se basan habitualmente en módulos de detección LSO/LYSO segmentados a escala milimétrica. Una tendencia de los sistemas actuales consiste en explotar los algoritmos de reconstrucción de las curvas de distribución de luz para obtener resoluciones espaciales similares con bloques monolíticos de centelleador. En este sentido los sistemas monolíticos pueden tener aplicaciones híbridas PET/SPECT y una mayor eficiencia de detección que los sistemas segmentados [1-4]. El uso de sistemas preclínicos PET es especialmente importante en los estudios con pequeños animales para establecer técnicas de diagnóstico y dianas terapéuticas, así como en la validación de radiofármacos y rutas metabólicas de los mismos. Presentaremos los resultados de la investigación de las propiedades de este sistema como la resolución espacial intrínseca, resolución en energía y calibración del sistema.

Material y métodos

El sistema PET está formado por dos fotomultiplicadores multiánodo Hamamatsu 8500D de 64 canales, acoplados a un cristal monolítico LYSO (50mm x 50 mm) usando un sistema Vertilon de 128 canales para obtener la lectura completa de la señal de todos los ánodos del PMT. Hemos utilizado cristales de distinto espesor, de 3mm y 16mm, para comparar los resultados de los módulos de detección usando una película reflectante Vikuity en la ventana de entrada del cristal centelleador y laterales pintados de negro. La calibración del sistema se realizó mediante un LED azul pulsado a 1m de distancia para que la distribución de luz sea uniforme en el detector. Se obtuvo la respuesta de cada canal del fotomultiplicador como función del voltaje de operación y la contribución del ruido de la electrónica. La distribución de luz se analizó para fotones de aniquilación de Na22 a partir de la coincidencia de la señal en dos módulos. Mediante un colimador de rendija de 1.6 mm de ancho se reconstruyó la posición del punto de interacción a través de un algoritmo de tipo Anger para el centroide y se estudió la PSF (Point Spread Function) a través de la dependencia de la señal en un ánodo en función de la distancia al centroide. Asimismo mediante el haz colimado en rendija se obtuvo la distribución de los puntos de interacción y una estimación de la resolución intrínseca de la posición transversal reconstruida. La resolución en energía se obtuvo a partir de la carga total del conjunto de ánodos sobre umbral después de aplicar los algoritmos de calibración y la coincidencia de señal entre los módulos.

Resultados y discusión

La calibración de los fotomultiplicadores multiánodo muestra una diferencia de señal relativa entre canales de hasta un 30% respecto al valor medio.

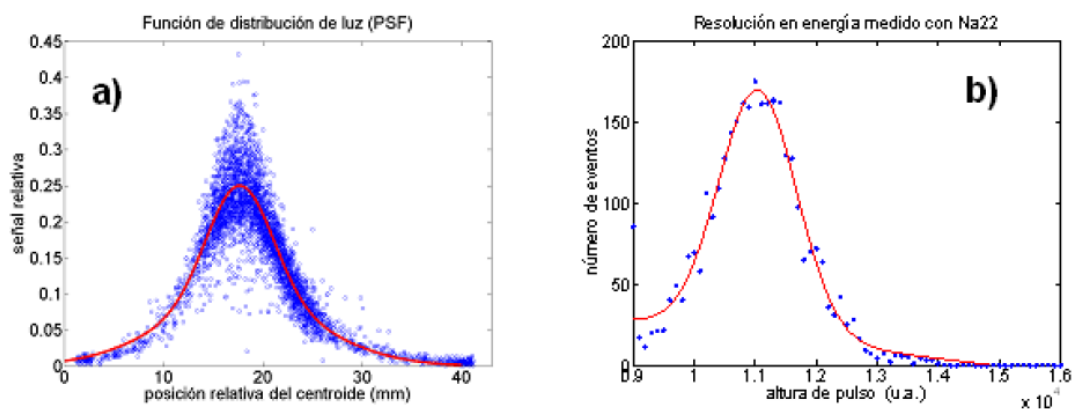


Figura 1. a) Reconstrucción de la curva de distribución de luz (PSF) como función de la distancia del centroide a uno de los ánodos. b) Energía reconstruida para sucesos de fotones de ²²Na con coincidencias en dos módulos del sistema.

La función de distribución de luz Figura 1.a) medida con un cristal monolítico LYSO de 3mm con una FWHM de 7.70 mm donde se muestra el ajuste a una doble gaussiana (con $\sigma_1=3.3$ mm y $\sigma_2= 7.8$ mm). Para ^{22}Na la resolución en energía obtenida es de 13.65% FWHM. La FWHM de la distribución de centroides obtenida para una rendija de 1.6 mm de ancho es 2.52 mm. Sustrayendo la contribución del ancho de la rendija la resolución intrínseca es de 0.93 mm (1SD).

Conclusiones

El sistema basado en el acoplamiento de un cristal monolítico LYSO con fotomultiplicador multiánodo y electrónica de lectura exhaustiva (lectura de todos los canales) permite la reconstrucción del punto de interacción con resolución sub-milimétrica. Actualmente está en fase de construcción un PET preclínico con dos módulos de detección (128 ch) para estudio de muestras pequeñas y animales de experimentación.

Bibliografía

- [1] A. Orero *et al* 2011 Promising results on PSF correction applied in the reconstruction process of a small animal PET image *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record MIC 12.M-25*
- [2] J. Benloch *et al* 2006 Design and Calibration of a Small Animal Pet Scanner Based on Continuous LYSO Crystals and PSPMTs *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record M07-6*
- [3] Marnix C Maas *et al* 2009 Monolithic scintillator PET detectors with intrinsic depth-of-interaction correction *Phys. Med. Biol.* 54 1893-1908
- [4] Roberto Pani *et al* 2007 Factors Affecting Hamamatsu H8500 Flat Panel PMT Calibration for Gamma Ray Imaging *IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIENCE, VOL. 54*

ESTIMACIÓN DE PARÁMETROS BIOCINÉTICOS A PARTIR DE LA RESOLUCIÓN DE UN MODELO COMPARTIMENTAL PARA I-131. APLICACIÓN A UN PACIENTE HEMODIALIZADO CON CARCINOMA DE TIROIDES

García R, Jiménez Feltström D, Luis Simón FJ, Sánchez Carmona G y Herrador Córdoba M.

Servicio de Radiofísica. Hospital Virgen del Rocío. Sevilla.

Correspondencia: romu@hotmail.es

Palabras clave: Dosimetría Interna, modelos compartimentales, terapia metabólica, Yodo 131, diálisis.

Introducción y objetivos

El conocimiento de los parámetros biocinéticos del I-131 es necesario para la realización de la dosimetría interna del paciente, para su propia protección y la de las personas de su entorno. Generalmente se determinan mediante medidas empíricas, o lo que es más habitual a partir de los datos publicados. En este trabajo nos planteamos como objetivos:

Definir un modelo biocinético simplificado para el I-131, y resolverlo para diversas condiciones del paciente o persona afectada (persona normal, con cáncer de tiroides o hipertiroideo). Resolver el modelo en el caso particular de un paciente tratado con I-131 para ablación de restos tiroideos con insuficiencia renal y sometido a hemodiálisis. Obtener los parámetros biocinéticos en este modelo para las distintas situaciones.

Material y métodos

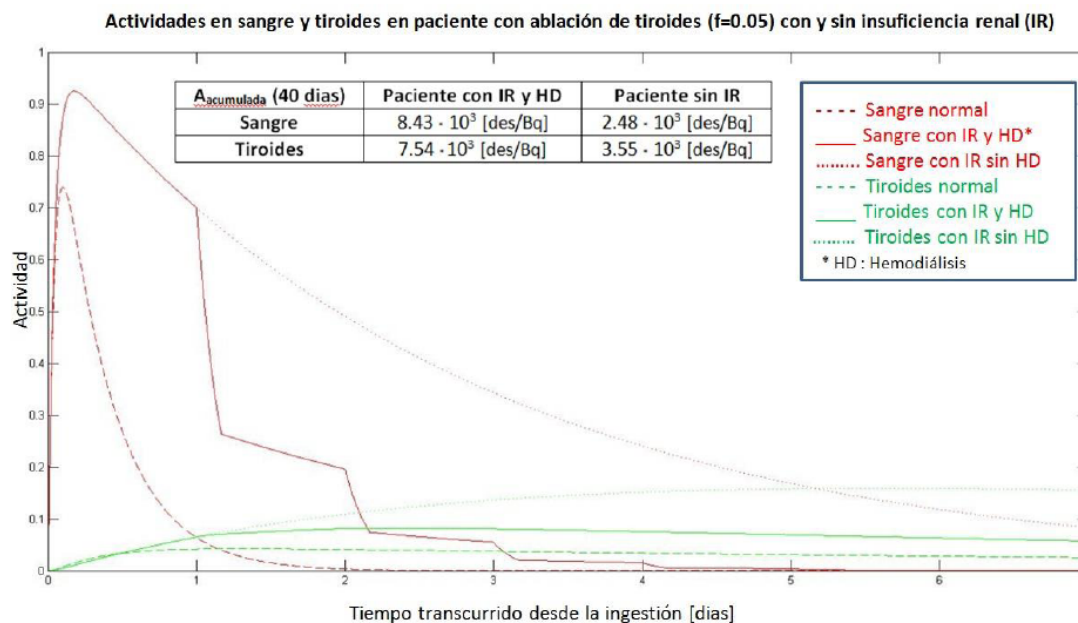
Se ha usado el modelo biocinético del I-131 sistémico del ICRP-78(1), adaptado a una administración vía ingestión, se han establecido las ecuaciones diferenciales y se ha resuelto el sistema utilizando los métodos numéricos Runge-Kutta orden 4 y Taylor orden 2. Se ha implementado el código en Pascal. Para la solución inicial se han utilizado los valores de tasa de transferencia del ICRP78, e ICRP30(2). La solución se ha obtenido para varios valores de captación tiroidea que podemos asociar a distintas características fisiológicas del individuo (Ca tiroides, $f = 0.05, 0.10$; individuo normal, $f = 0.30$; diferentes niveles de gravedad de hipertiroidismo, $f = 0.50, 0.60, 0.70$). Los resultados para individuos normales son de aplicación con fines de protección radiológica (dosimetría ocupacional y de público). Se ha resuelto también para un paciente con Ca tiroides sometido a ablación de restos tiroideos con disfunción renal y en tratamiento de diálisis, suponiendo una frecuencia de diálisis de 24 horas, de 4 horas de duración y tasa de eliminación del I-131 del 60%, que corresponden a valores representativos de la experiencia en nuestro centro (3). Se ha calculado para una tasa de filtración glomerular (GFR) del 5% de la GFR del individuo con diuresis normal (4).

Resultados y discusión

Se han obtenido las curvas de retención para todos los compartimentos del modelo en cada uno de los supuestos. De ellas se deduce que para un individuo eutorideo (captación normal $f=0.3$), se alcanzan los valores máximos de actividad en sangre, glándula tiroides y vejiga a los 0.10, 1.28 y 0.21 días después de la administración respectivamente, correspondiéndoles unos valores de captación máximos 0.73, 0.27 y 0.10 Bq por cada Bq administrado. La siguiente tabla recoge para distintos valores de captación tiroidea (f): los periodos efectivos de la actividad total en el organismo (T_{eff}), actividad máxima en tiroides por cada Bq ingerido (A_{max}/A_{0-ing}), tiempo en horas en que ocurre dicho máximo (t_{max}) y actividad acumulada en tiroides por Bq ingerido (\hat{A}/A_{0-ing}) calculada hasta los 40 días tras la administración.

f	<i>0.05</i>	<i>0.10</i>	<i>0.30</i>	<i>0.50</i>	<i>0.60</i>	<i>0.70</i>
T_{eff} (días)	1.56	1.81	4.16	6.11	6.67	7.08
A_{max} / A_{0-ing}	0.04	0.09	0.26	0.42	0.51	0.59
t_{max} (horas)	31	31	31	30	30	30
\hat{A} / A_{0-ing}	$3.5 \cdot 10^3$	$7.1 \cdot 10^3$	$21.4 \cdot 10^3$	$34.1 \cdot 10^3$	$41.3 \cdot 10^3$	$46.2 \cdot 10^3$

En la figura se muestran las curvas de actividad en los compartimentos sangre y tiroides para el paciente tratado de ablación de restos tiroideos ($f=0.05$) con disfunción renal ($GFR=5/100 \text{ ml/min/1.73m}^2$) con la secuencia y parámetros de diálisis indicados anteriormente, y se recogen sus correspondientes valores de actividad acumulada.



La aplicación del método desarrollado a modelos más complejos, permitirá la obtención de parámetros más precisos.

Conclusiones

Se han implementado un código para la resolución numérica del modelo biocinético del I131, ampliable a modelos más complejos, y se han obtenido los parámetros biocinéticos que en esta aproximación con los que comparar con los obtenidos experimentalmente o en la literatura.

Bibliografía

- [1] ICRP, 1997. Individual Monitoring for internal exposure of workers. ICRP publication 78; Ann ICRP27 (3-4).
- [2] ICRP, 1982. Limits for intakes of Radionuclides by Workers. ICRP Publication 30 (index). Ann ICRP 8 (4).
- [3] García Jiménez R, Soto Moreno A, Navarro González E, Luis Simón FJ, Rodríguez Rodríguez JR, Castilla Jiménez J et al. "Iodine-131 Treatment of Thyroid Papillary Carcinoma in Patients Undergoing Dialysis for Chronical Failure: A Dosimetric Method". Thyroid Vol 11 (11) 1031-1034
- [4] Tejedor A, Ahijado F, Gallego E.. diagnóstico sindrómico y exploraciones diagnósticas. Cap.7. Guías de Sociedad Española de Nefrología. NAC 1999..
- [5] Colección de normas de seguridad del OIEA. Evaluación de la exposición ocupacional debida a incorporaciones de radionucleidos. Publicación 1077.

COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA ACTIVIDAD FIJA-ACTIVIDAD INDIVIDUALIZADA EN EL TRATAMIENTO DE LA ENFERMEDAD DE GRAVES CON I131

Melgar Pérez J¹, Orellana Salas A¹, Santaella Y² y Arrocha Acevedo JF¹

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Punta de Europa. Algeciras.

²Servicio de Medicina Nuclear. Unidad de Gestión Clínica de Diagnóstico por la Imagen. Hospital Punta de Europa. Algeciras.

Correspondencia: jesusm.melgar.ssipa@juntadeandalucia.es

Palabras clave: Hipertiroidismo. Dosimetría. Enfermedad de Graves. Terapia.

Introducción y objetivos

La terapia con yodo radiactivo es uno de los posibles tratamientos del hipertiroidismo. En nuestro centro hemos implantado un sistema dosimétrico personalizado para obtener la actividad óptima de I-131 a administrar a los pacientes con hipertiroidismo basado en la adquisición y análisis de imágenes con gammacámara. El objetivo de este trabajo ha sido el de analizar la variación de dosis experimentada con la entrada del nuevo método respecto al tradicional, basado en la administración de actividades fijas.

Material y métodos

Un total de treinta pacientes diagnosticados con enfermedad de Graves fueron incluidos en el estudio. En la fase diagnóstica, se inyectaron en los pacientes 111 MBq de I-123 para hallar valores de captación biológica y masa del tiroides a partir de la adquisición de imágenes planares con gammacámara. El factor de calibración de la gammacámara se obtuvo con el maniquí CAPTUS en función del volumen de captación. Los datos se obtuvieron a las 4,24 y 96 horas de la administración intravenosa y a partir de ellos se estimaron los parámetros biocinéticos de I-131 de los pacientes siguiendo la metodología propuesta por Matheoud et al [1]. Según nuestro procedimiento, la implantación de este nuevo método sólo conlleva una visita adicional del paciente al centro. En la fase terapéutica, se prescribió la actividad de I-131 para obtener una dosis absorbida media en tiroides de 120 Gy, según la formulación MIRD, y adoptando los parámetros biocinéticos y anatómicos estimados en la fase diagnóstica. En cinco pacientes se realizó la estimación de la captación biológica con I-131 a las 24 horas y se comparó con la estimada en la fase diagnóstica. Se calcularon las dosis que hubieran recibido los pacientes si se hubiera administrado una actividad fija de 370 MBq y se compararon con la dosis prescrita (120 Gy) del nuevo método.

Resultados y discusión

Los valores de captación biológica estimadas a las 24 horas con I-123 fueron superiores hasta en un 10% respecto a los de I-131 en los cinco pacientes evaluados. En la tabla anexa se muestran los valores medios, desviaciones típicas y rangos de los parámetros biocinéticos, anatómicos, dosis absorbida (actividad fija) y cociente de dosis entre métodos. El método implementado ha sido verificado por Canzi y la correlación intra-paciente encontrada entre los parámetros biocinéticos en su estudio fue de 0.88 en la captación máxima y 1.01 en el período efectivo de eliminación (fase terapéutica respecto a diagnóstica) [2]. En nuestro estudio, la muestra utilizada para comparar la captación a las 24 horas en las dos fases es insuficiente, aunque, señala en la misma dirección. El cálculo personalizado en los 30 pacientes estudiados pone de manifiesto una gran variabilidad en la biocinética y la masa inter-paciente, encontrándose diferencias de hasta un factor 2,6, 2,8 y 8 de la captación máxima, período efectivo de eliminación y masa, respectivamente. La actividad (ó dosis) se redujo en un factor medio de 2,4 respecto al método de actividad fija y de hasta un factor 4,9 en un paciente individual. El método implementado, con únicamente tres medidas por paciente, busca un equilibrio entre la precisión de los cálculos, el consumo de recursos y la comodidad del paciente, y aunque presenta otras limitaciones e incertidumbres de difícil cuantificación, como las asociadas al procedimiento de calibración de la gammacámara, la variabilidad anatómica de los pacientes, modelo biocinético utilizado, la variación de la masa durante la terapia, etc., los resultados coinciden con los obtenidos en otros estudios [3,4] que utilizan un mayor número de medidas por paciente ó usan únicamente I-131, por lo que consideramos que son concluyentes. La efectividad clínica del método dosimétrico implantado está en fase de investigación, no obstante, el uso de un procedimiento con actividades fijas comporta el desconocimiento de la dosis finalmente recibida y ha sido demostrado que la efectividad terapéutica depende la dosis de radiación absorbida por el tiroides. [5]. En la bibliografía se reporta en general, en procedimientos no personalizados, altas tasas de hipotiroidismo (y por tanto, un exceso de dosis recibida por los pacientes) [3,4].

Parámetro	Captación máxima (%)	Período efectivo de eliminación (días)	Masa (g)	Dosis actividad fija (Gy)	Cociente dosis entre métodos
Media	56	6,6	24	291	2,4
Desviación típica	10	0,9	16	139	1,1
Rangos	[30-78]	[4,4-8]	[10-82]	[52-590]	[0,4-4,9]

Conclusiones

Los resultados analizados en nuestro centro demuestran la importancia de personalizar la actividad en este tipo de paciente debido a la gran variabilidad en la biocinética y anatomía de la población. En relación con el protocolo estándar de administración de una actividad fija de 370 MBq, se comprueba que está muy lejos de considerarse un tratamiento optimizado. Todo parece indicar que en la mayoría de los casos se podría reducir significativamente la dosis recibida por los pacientes.

Bibliografía

- [1]Matheoud et al. “Tissue-specific dosimetry for radioiodine therapy of the autonomous thyroid nodule”. Med Phys. 30 791-798 (2003).
- [2] Canzi el al. “Verification of the agreement of two dosimetric methods with radioiodine therapy in hyperthyroid patients”
- [3] Jonsson et al. “Excess radiation absorbed doses from non-optimized radioiodine treatment of hyperthyroidism”. Rad. Prot. Dosim. 108 107-114 (2008).
- [4] Carlier et al. “Optimized radioiodine therapy for Graves’ disease: two MIRD-based models for the computation of patient-specific therapeutic ¹³¹I activity
- [5] Peters et al. “Radioiodine therapy of Graves’ hyperthyroidism: Standard vs. calculated ¹³¹I activity. Results from a prospective, randomized, multicentre study”. Eur. J. Clin. Invest 25, 186-193 (1995).

ANÁLISIS DE LA DURACIÓN DE LAS RECOMENDACIONES SOBRE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LOS TRATAMIENTOS DE TERAPIA METABÓLICA CON YODO-131

Castro Ramírez IJ, Quiñones Rodríguez LA, Iborra Oquendo MA, Ureña Llinares A, Ramos Caballero LJ, Seguro Fernández A, Mora Meléndez R y Angulo Paín E.

UGC Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Puerta del Mar. Cádiz.

Correspondencia: simancas.cai@gmail.com

Palabras clave: Yodo 131. Metabólica.

Introducción y objetivos

La terapia con yodo-131 se ha convertido en el tratamiento con radiofármacos más frecuente en nuestro país, así como la mayor fuente de exposición a radiaciones ionizantes tanto para las personas que rodean al paciente como para los miembros del público. El objetivo de este artículo es analizar las recomendaciones de protección radiológica que se entregan al paciente al recibir el alta radiológica, en cuanto al tiempo de duración de las mismas, teniendo en cuenta la dosis de radiofármaco, el tiempo de ingreso, la tasa de dosis medida a un metro y el entorno familiar entre otros.

Material y métodos

Para el análisis disponemos de los datos de 100 pacientes tratados en nuestro hospital, tanto de cáncer de tiroides como de hipertiroidismo durante los años 2011 y 2012 y con actividades comprendidas entre 100 y 200 mCi. Consideramos aquí el valor de la tasa de dosis medida a un metro previa al alta radiológica y el día del rastreo realizado en la Unidad de Medicina Nuclear, que se realiza en busca de restos metastáticos varios días tras el alta radiológica. En este sentido, analizamos la eliminación del radioisótopo basándonos en la radiación remanente y, por tanto, es posible adaptar las recomendaciones de protección radiológica teniendo en cuenta esta nueva medida.

Resultados y discusión

Aplicando los criterios de alta de pacientes y medidas para la protección radiológica del público después de tratamientos metabólicos con yodo 131 del Foro de Protección Radiológica en el Medio Sanitario, basados en el IAEA-63 obtenemos una diferencia notoria en la duración del periodo de restricciones de 10.1 ± 4.1 días según consideremos las medidas al alta radiológica o en el rastreo posterior.

Conclusiones

En este estudio se pone de manifiesto la utilidad de monitorizar a los pacientes cuando acuden al hospital para que se les realice el rastreo, reduciéndose notablemente el tiempo de observación de las recomendaciones de protección radiológica para evitar así la exposición innecesaria de otras personas (poniendo especial énfasis en niños y embarazadas), el periodo para volver al trabajo, asistir a espectáculos, viajar en transporte público, etc. Parece claro que los valores de las recomendaciones adoptadas en España y procedentes de la "Safety Report Series n°63" de la OIEA, se pueden optimizar si se actualizan las medidas de la tasa de dosis y, por tanto, los tiempos de duración de las recomendaciones de protección radiológica considerados.

Bibliografía

"Release of Patients After Radionuclide Therapy", Safety Report Series N°63 – IAEA.

"Criterios de alta de pacientes y medidas para la protección radiológica del público después de tratamientos metabólicos con ^{131}I ." CSN/SEPR/SEFM.

CRITERIOS DE CALIDAD EN CIRUGÍA RADIOGUIADA PARA DETECCIÓN Y EXTIRPACIÓN DE GANGLIO CENTINELA EN LESIONES NO PALPABLES

Prieto D¹, Esteve S¹, Sánchez K¹, Rodríguez P¹, Barquero R², Ferrer N¹ y Arranz L¹

¹Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid.

²Servicio de Protección Radiológica del HCUV. Hospital del Río Hortega. Valladolid.

Correspondencia: daniprmo@gmail.com

Palabras clave: Sondas intraoperatorias. Control de calidad. Ganglio centinela.

Introducción y objetivos

En la cirugía de cáncer mamario, se emplean radiofármacos para la localización del ganglio centinela y para la detección de lesiones no palpables. El Tc-99m (sulfurocoloidal) es el más utilizado en este tipo de intervenciones, pero puede recurrirse a otras fuentes encapsuladas en el caso de las lesiones no palpables. En nuestro centro se han realizado más de 100 intervenciones utilizando semillas de I-125 excedentes de implantes de próstata de baja tasa. El primer objetivo de este trabajo es llevar a cabo un estudio teórico de las dosis absorbidas en la mama, comparando los diferentes tipos de fuente utilizada y según la localización de las mismas. Por otra parte, para la localización de estos ganglios o tumores en quirófano, además de gammacámaras portátiles, se pueden emplear sondas intraoperatorias detectoras de radiación gamma, facilitando la labor al cirujano. En la actualidad no existe ningún protocolo a nivel nacional que describa las pruebas de control de calidad que han de realizarse en estos equipos. El segundo objetivo del trabajo es recoger una serie de pruebas que permitan verificar el correcto funcionamiento de una sonda intraoperatoria[1][2][3]. Estas pruebas se clasifican según su frecuencia, especialista, y tipo de prueba, y permitirán verificar si la eficacia del funcionamiento de la sonda es la prevista en su adquisición. Entre los parámetros que permiten verificar las especificaciones de funcionamiento están sensibilidad, resolución angular, resolución espacial y otros.

Material y métodos

El estudio dosimétrico teórico se realiza por el método de Monte Carlo, estimando las dosis en mama según se utilice Tc-99m o I-125. Se diferencian además tres posibles localizaciones de cada tipo de fuente dentro de la mama. En el cálculo se utilizan datos de la actividad administrada y de la literatura los modos de desintegración y la energía específica de cada radionucleido[4]. Dado que se dispone de dos sondas intraoperatorias, “NeoProbe” y “Europrobe”, se efectúan en las dos las pruebas de control calidad. Con el fin de evitar posibles errores el montaje para las pruebas se ha alejado de posibles dispersores. El ajuste de los ángulos y las distancias se realiza colocando un papel milimetrado bajo el montaje. Como fuente puntual para las pruebas se usa una gota de Tc-99m con una actividad del orden de 1.85 MBq (50 μ Ci) sobre un pequeño algodón.

Las pruebas realizadas son las siguientes:

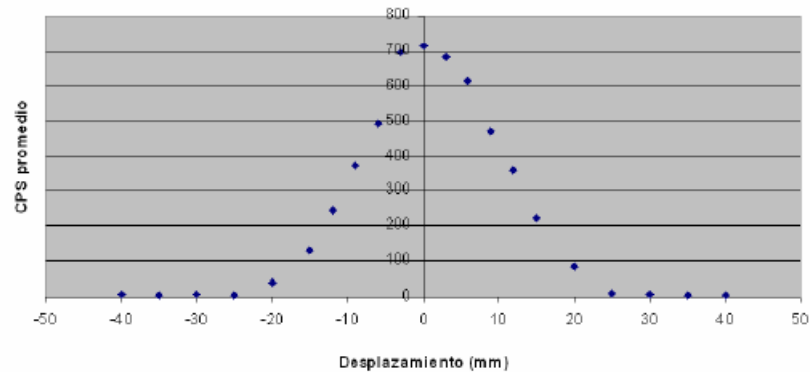
- Inspección General.
- Fondo y fuente de alimentación, batería.
- Sensibilidad.
- Resolución espacial.
- Señal acústica. Display.

Para cada una de ellas se detalla el material necesario, el procedimiento, el tiempo estimado en su realización, el profesional involucrado, la frecuencia de repetición, la calificación, el análisis de resultados y las tolerancias a cumplir. Para el control de calidad de las gammacámaras portátiles se siguen las pruebas que exige el Protocolo Nacional del Control de Calidad en la Instrumentación en Medicina Nuclear.

Resultados y discusión

La dosis absorbida media de las tres posibles ubicaciones para el Tc-99m es de 31mGy y de 7mGy para el I-125. La posición de la fuente puntual situada en el centro de la mama es la más desfavorable (mayor dosis absorbida). La posición que minimizaría la dosis sería si la fuente se encontrara en el borde la mama. Para el control de calidad de las sondas intraoperatorias se corrige el decay de la fuente para desfases de tiempo mayores de 1 minuto. Establecemos nuestra incertidumbre a partir de una muestra de 25 medidas, en una posición de referencia. En las sondas evaluadas la desviación estándar es del orden del 1%. Se ha medido la sensibilidad en distintas posiciones del eje, siempre con colimador. Para la sonda Neoprobe la sensibilidad oscila entre 500 CPS/MBq y 10 CPS/MBq en contacto y 10 cm respectivamente mientras que los valores correspondientes para la sonda Europrobe son 2000 CPS/MBq y 30 CPS/MBq. En la resolución lateral y angular se ha medido la respuesta frente a desplazamientos trasversales al eje (Ver figura). Se realiza un ajuste a una curva gaussiana para obtener la FWHM como estado de referencia, comprobando que depende en gran medida de la distancia entre la fuente y la sonda.

Resolución lateral a 30mm. Sonda Neoprobe 2000.



Conclusiones

Se ha desarrollado un nuevo método para la localización de las lesiones no palpables en quirófano, con el objetivo de una mejor detección y una disminución de la dosis absorbida en la mama. Al utilizar una fuente encapsulada no existe riesgo de contaminación, lo que supone una ventaja adicional de este procedimiento del I-125 frente al Tc-99m. En toda optimización de un proceso ha de estar asegurada su calidad y por ello, se ha establecido un protocolo propio para asegurar la calidad de las sondas intraoperatorias utilizadas en cirugía radioguiada.

Bibliografía

- [1] MODOLELL FARRÉ I., PUCHAL AÑE R. (2002). “Caracterización y controles periódicos de sondas intraoperatorias”. Revista de Física Médica N° 1,3.
- [2] NEMA Standards Publication NU 3-2004. Performance Measurements and Quality Control Guidelines for Non-Imaging Intraoperative Gamma Probes.
- [3] EANM Physics Committee V271009. (2010) “Routine Quality Control Recommendations for Nuclear Medicine Instrumentation”.
- [4] Specific Absorbed Fractions (g^{-1}) for the Adult Female (Stabin et al., ORNL/TM-12907, 1995)

CONSIDERACIONES DE PROTECCIÓN RADIOLOGICA POR LA UTILIZACIÓN DE UN NUEVO RADIOFARMACO EN TERAPIA METABÓLICA

Esteve S¹, Sánchez K¹, Prieto D¹, Rodríguez P¹, Díaz E², Barquero R³, Ferrer N¹ y Arranz L¹.

¹Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid.

²Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid.

³Servicio de Protección Radiológica del HCUV. Hospital del Río Hortega. Valladolid.

Correspondencia: sergioestevessanchez@gmail.com

Palabras clave: Terapia metabólica. Lu-177. Dosimetría. Protección Radiológica.

Introducción y objetivos

El Lu-177-DOTA-Tyr-Octreotate es una alternativa, en fase de ensayo clínico[1], al tratamiento convencional con Octreótida (análogo de la somatostatina) de acción prolongada, para tumores carcinoides del intestino medio con receptores de somatostatina positivos, irresecables, y/o con metástasis. El objetivo va más allá de ser un mero tratamiento de mantenimiento sino conseguir la reducción o eliminación de la carga tumoral y por lo tanto mejorar los síntomas y aumentar la supervivencia. El tratamiento consiste en inyectar al paciente una dosis de 7.4 GBq (200 mCi) por vía intravenosa cada 8 semanas hasta completar 4 dosis y la mitad de la dosis habitual de Octreótida intramuscular cada 4 semanas. El uso de elevadas dosis de radiofármaco requiere tomar medidas especiales de protección radiológica y establecer protocolos para minimizar las dosis de los trabajadores profesionalmente expuestos y de los familiares que tienen que cuidar o convivir con el paciente tratado.

Material y métodos

Para determinar la actividad se ha utilizado una gammacámara Infinia Hawkeye 4 para adquirir imágenes AP y PA del paciente junto a una fuente de referencia para conocer la actividad captada en la zona de interés, también se realiza rastreo corporal total e imágenes SPECT/CT de baja dosis de tórax/abdomen en caso de ser necesarias. Se han tomado 4 medidas de la tasa de dosis a 1 metro con el detector de radiación externa RAM-IOM 4-0042 de ROTEM para estudiar la vida media efectiva del Lu-177 en el organismo. Para poder participar en este ensayo se ha pedido autorización al Ministerio de Industria y CSN para utilizar el Lu-177 ya que no se tenía autorización previa en el Servicio de Medicina Nuclear. Se han redactado normas a seguir por el paciente y los familiares, post-tratamiento con Lu-177, como por los trabajadores expuestos durante el ingreso. Se ha creado un protocolo de emergencia en caso de traslado del paciente a una UVI u otra intervención de urgencia.

Resultados y discusión

1. La actividad, calculada mediante el método de la imagen conjugada[2][3], en el abdomen es $3,53 \pm 0,02$ GBq ($95,5 \pm 0,5$ mCi) y en riñones de $1,59 \pm 0,02$ GBq ($43,1 \pm 0,7$ mCi).
2. Con las medidas de tasa de dosis en contacto y a 1 metro, el periodo de semidesintegración efectivo es 7,9 horas.
3. Con los valores de tasa de dosis en contacto y a 1 metro la actividad, a la hora que se adquirió las imágenes del paciente, es 20,5 mCi.
4. Las normas de protección radiológica se han redactado teniendo en cuenta las características físicas del Lu-177 y las condiciones clínicas de los pacientes así como las habitaciones de la unidad de terapia metabólica.
5. El Servicio de Protección Radiológica junto al Servicio de Medicina Nuclear han realizado sesiones informativas a el personal sanitario involucrado en este ensayo (enfermeras, médicos, físicos,...)
6. Las imágenes adquiridas 24h post-tratamiento han permitido adquisiciones de mejor resolución así como la detección de nuevas lesiones no visualizadas en el estudio de inclusión con Octreótido-In111, esto probablemente en relación con la avidéz, del radiofármaco ensayado, por otros subgrupos de receptores de somatostatina y por mayor actividad administrada.

Conclusiones

La introducción en nuestro centro de un nuevo radiofármaco ha motivado un estudio de sus características físicas y biocinética con el fin de elaborar protocolos de seguridad así como obtener los permisos pertinentes e informar y formar al personal expuesto en el manejo del material radiactivo y del paciente. Aunque el ensayo clínico se encuentra en fases iniciales, en los ingresos que se han realizado se han seguido y ratificado el cumplimiento de los procedimientos establecidos para el personal expuesto y los familiares. La diferencia entre los valores de la actividad estimada para el método de la imagen conjugada y medida de tasa externa es debida a que el paciente es una fuente extensa y no puntual.

Bibliografía

[1] AAA Research & Development. LUTATHERA Phase III Study.

[2]. Stabin MG,y col. Crowe E. Olinda/EX: the second-generation personal computer software for internal dose assesment in nuclear medicine.J.Nucl Med 2005; 46:1023-7.

[3] R. Barquero y col. Método de la imagen conjugada para la cuantificación de la actividad en tratamientos de I-131. Revista de Física Médica 1.13.2012; 11-22.

SIMULACIÓN MONTE CARLO DEL PET BIOGRAPH 6 TRUE POINT DE SIEMENS

Gallego Franco P, García Marcos R, González Ruíz C, Sierra Díaz F, Ayala Lázaro R, Ruiz Galán G, Rodríguez Checa M y Brasa Estévez M

Servicio de Dosimetría y Radioprotección. Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid.
Correspondencia: pgallego25@gmail.com

Palabras clave: Métodos y algoritmos de cálculo. Modelación y simulación.

Introducción y objetivos

El objetivo principal de este trabajo es la simulación mediante código Monte Carlo del PET Biograph 6 True Point con opciones True C, True V y True X de Siemens. Se han publicado anteriormente los resultados de la simulación de otro modelo del PET [1] realizados mediante otro código Monte Carlo [1]. Para la validación de la simulación se han utilizado los valores experimentales obtenidos en la aceptación, de la fracción de dispersión (SF) y de la tasa de ruido equivalente (NEC), cuyas pruebas están basadas según las recomendaciones del National Electrical Manufacturers Association (NEMA) Nu 2-2001 [2].

Material y métodos

El código de simulación elegido para la realización del trabajo ha sido Gamos [3] basado en Geant4 [4] debido a su versatilidad a la hora de implementar la geometría. De la simulación en Gamos obtenemos la deposición de energía en los detectores. El posterior análisis de datos y la clasificación de sucesos ha sido realizado paso a paso mediante el programa de cálculo R, con el fin de determinar los procesos de criba de sucesos que influyen en el resultado final. Se han incluido en la simulación efectos propios del detector, como la integración por tiempo de medida, la resolución energética y la pérdida de sucesos por tiempo muerto. A la hora de clasificar los sucesos se ha tenido en cuenta que cada línea de respuesta tenga un ángulo inferior al ángulo de aceptación, y que los sucesos estuvieran dentro del campo de visión (FOV) de estudio en cada prueba. La geometría implementada consiste en 4 anillos, con 48 bloques de detectores por anillo y 13x13 cristales de Ortosilicato de Lutecio (LSO) por bloque. El LSO es un material radiactivo [4] que se desintegra emitiendo partículas beta y fotones gamma de 3 energías diferentes, incrementando la tasa de sucesos individuales y aleatorios en el PET, y pudiendo aumentar también el número de sucesos verdaderos detectados. El sistema de análisis de datos del PET Biograph 6 tiene en cuenta esta radiactividad natural, aplicando una corrección con el fin de que no afecte en el recuento total de sucesos verdaderos. Basándonos en la norma NEMA Nu 2-2001, y reproduciendo en la simulación las pruebas que se redactan en ella (sección 4), hemos calculado dos parámetros: la fracción de dispersión (SF) y la tasa de cuentas de ruido equivalente (NEC). La fracción de dispersión se define como la relación entre los sucesos dispersados y la suma de los sucesos verdaderos y dispersados, donde los sucesos aleatorios son despreciables. La tasa de cuentas de ruido equivalente es un parámetro que estima la tasa de sucesos verdaderos como una función de la concentración de la radioactividad (cociente entre el cuadrado de los sucesos verdaderos y los sucesos totales). Se ha incluido una mesa de 3 cm de espesor de fibra de carbono en la simulación como medio dispersor de fotones. Los valores máximos del NEC y la concentración de radioactividad correspondiente, se pueden utilizar como una guía para determinar la actividad óptima que debe de administrarse a los pacientes.

Resultados y discusión

La variación del NEC obtenida con la actividad presenta un comportamiento similar al obtenido en la aceptación del equipo, observando diferencias en el máximo en torno al 3% (Gráfica 1). En el modelo de tiempo muerto paralizante implementado para cada bloque de detectores, este valor se obtiene para un tiempo muerto de 400 ns. En cuanto al SF, se ha obtenido un valor de 33.5 % frente al 32.5% obtenido en la aceptación. El hecho de no incluir mesa como medio dispersor de fotones produce una variación alrededor del 4% en la fracción de dispersión.

Conclusiones

De acuerdo con los resultados obtenidos podemos concluir que hay un buen acuerdo entre la simulación y las medidas recogidas durante la aceptación para la fracción de dispersión y la tasa de cuentas de ruido equivalente. Hemos podido comprobar que ambos parámetros son muy sensibles a cambios en cualquiera de los parámetros internos del PET, pero en especial con el modelo de tiempo muerto implementado. La caracterización del PET mediante código Monte Carlo sirve como referencia para la comparación con el resto de los resultados experimentales para los distintos parámetros incluidos en las pruebas descritas en la norma NEMA Nu 2-2001.

Bibliografía

- [1] P.Gonias, N.Bertsekas, N.Karakatsanis, G.Saatsakis, A.Gaitanis, D.Nokolopoulos, G.Loudos, L.Papaspyrou, N.Sakellios, X.Tsantilas, A.Daskalakis, P.Liaporinos, K.Nikita, A.Louizi, D.Caouras, I.Kandarakis, G.S.Panayiotakis (2007). „Validation of a GATE model for the simulation of the Siemens Biograph 6 PET scanner” Nucl. Inst. Meth. A 571, 263-266
- [2] 2009. “Quality Assurance for PET and PET/CT Systems”. IAEA Human Health Series No.1
- [3] P.Arce, J.I. Lagares, "GAMOS: an easy and flexible framework for GEANT4 simulations"
- [4] 2006. Allison,J “ Geant4 developments and applications”. Nuclear Science, IEEE transactions on
- [5] Seiichi Yamamoto, Hitoshi Horii, Mitsuru Hurutani, Keiichi Matsumoto, Michio Senda (2005). “Investigation or single, random, and true counts from natural radioactivity in LSO-based clinical PET”. Annals of Nuclear Medicine Vol 10, No.2, 109-114

IMPLANTACIÓN DEL PROCEDIMIENTO DE ALTA RADIOLÓGICA DEL FORO SOBRE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO

Castro Novais J¹, Pardo Pérez E¹, Molina López MY¹, Ruiz Maqueda S¹ y Maldonado Suárez A²

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Quirón Madrid. Pozuelo de Alarcón.

²Servicio de Medicina Nuclear e Imagen Molecular. Hospital Universitario. Quirón Madrid. Pozuelo de Alarcón.

Correspondencia: jcastro.mad@quiron.es

Palabras clave: Alta radiológica, tasa de dosis equivalente ambiental, periodo de restricciones.

Introducción y objetivos

Desde los años 40 y siguiendo en la actualidad se utiliza el ¹³¹I para tratamientos de enfermedades del tiroides. Las altas actividades administradas y la naturaleza del radioisótopo hacen que en algunos casos, como el tratamiento del cáncer diferenciado de tiroides, sea necesario el ingreso del paciente en habitaciones especiales con blindajes estructurales que eviten la superación de los límites de dosis legales para trabajadores expuestos. Los criterios de alta radiológica de estos pacientes varían de unos países a otros y la falta de una legislación clara o un consenso nacional implica que dentro de un mismo país se sigan criterios diferentes. Para solucionar este problema, en octubre del 2011, el Foro sobre Protección Radiológica en el Medio Sanitario (FPRMS) formado por el Consejo de Seguridad Nuclear y las Sociedades Españolas de Protección Radiológica y Física Médica publicaron el documento *Criterios de alta de pacientes y medidas para la Protección Radiológica del público después de tratamientos metabólicos con ¹³¹I* [1]. El objetivo de este trabajo es presentar los resultados de la implantación en nuestro hospital del procedimiento de alta radiológica de pacientes tratados con ¹³¹I descrito en el documento presentado por el FPRMS.

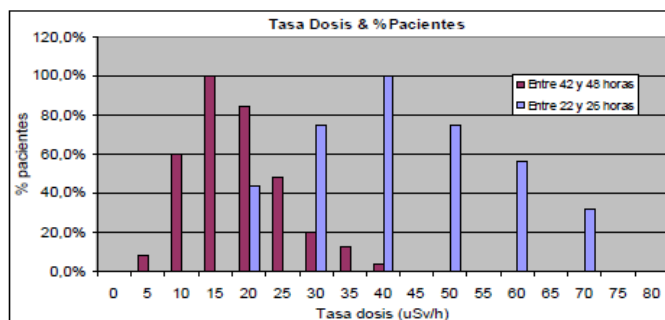
Material y métodos

Siguiendo las recomendaciones del documento del FPRMS, todos los pacientes a los que se les administra una actividad superior a 21.6 mCi de ¹³¹I los ingresamos en una habitación blindada, acondicionada para este tipo de tratamientos. Este ingreso disminuye la dosis recibida por el público y familiares, aumentando la dosis recibida por los trabajadores del hospital. Diariamente, el personal del Servicio de Medicina Nuclear e Imagen Molecular y el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica medimos y registramos la tasa de dosis a 1 metro. De acuerdo con el FPRMS, y siguiendo las recomendaciones del HERCA [2], entregamos el alta radiológica al paciente cuando se cumplen dos condiciones: que la tasa de dosis equivalente ambiental (tasa de dosis a partir de ahora) sea menor de 40 µSv/h medida a la altura del centro del tórax a 1 metro y que el paciente acepte cumplir, los días posteriores al alta, las restricciones que se le indican, con el fin de minimizar las dosis recibidas por el público y familiares. Los límites de dosis que se consideran son los propuestos por la International Atomic Energy Agency (IAEA) en el documento *Safety Reports Series n°63* [3] y aceptados por el FPRMS. En el alta radiológica incluimos la fecha y la actividad administrada, la tasa de dosis y el número de días que han de cumplir las restricciones. Estas restricciones las entregamos en la consulta varios días antes del ingreso, de forma que el paciente y sus familiares dispongan tiempo a leerlas y poder adaptar el entorno para el periodo de restricciones. Las instrucciones que entregamos al paciente son las recogidas en el documento del FPRMS. El número de días que han de cumplir las restricciones los pacientes depende de la tasa de dosis equivalente personal en el momento del alta radiológica y de su entorno. Para conocer su entorno se hace una breve encuesta antes de administrar la cápsula de ¹³¹I, en la que preguntamos con quién y cuantas personas convive y sus edades, en qué trabaja y la disponibilidad de un cuarto de baño y una habitación exclusivos para el paciente para los días de restricciones. Para las medidas de la tasa de dosis equivalente ambiental utilizamos dos detectores de radiación, uno tipo cámara de ionización Mini Smart Ion (Thermo Electron Corporation) y un detector Geiger Muller compensado en energía modelo MS6020 con sonda RDL2 (Lamse), calibrados por el Instituto de Técnicas Energéticas (INTE) el 22/03/2011 y 22/11/2011, respectivamente.

Resultados y discusión

Desde noviembre del 2011, momento en el que ponemos en marcha en nuestro Hospital el procedimiento de alta radiológica descrito por el FPRMS, hemos tratado con ¹³¹I a 98 pacientes diagnosticados con Cáncer Diferenciado de Tiroides. Las actividades administradas variaron entre 80 y 150 mCi, siendo en el 80% de los casos de 100 mCi. Entre 22 y 26 horas después de la administración del radiofármaco, 54 pacientes de los 98 (55.4%) tenían una tasa de dosis por debajo del límite de 40 µSv/h. Tras 48 horas, 96 de los 98 pacientes presentaron tasas inferiores al límite. En dos 2 pacientes, las tasas de dosis registradas a las 48 fueron de 41 y 41,8 µSv/h. Debido a que a todos los pacientes se les hace un rastreo de cuerpo entero antes de recibir el alta médica, éstos han de estar entre 2 y 3 horas después de las medidas de la tasa de dosis. En estos dos pacientes se verificó que sus

tasas de dosis a 1 metro eran inferiores a 40 $\mu\text{Sv/h}$ antes de abandonar el hospital. La tasa de dosis media medida a las 24 horas fue de 41.4 $\mu\text{Sv/h}$ y a las 48 horas fue de 17.4 $\mu\text{Sv/h}$. En la *gráfica 1*, se muestra el histograma de frecuencias de las tasas de dosis medidas entre las 22 y 26 horas y entre las 42 y 48 horas tras la administración del tratamiento. Antes de la implantación de este procedimiento, los pacientes permanecían ingresados 4 días, de lunes a viernes, desde su implantación, el tiempo de ingreso varía entre uno y dos días. El tiempo que han de cumplir las restricciones los pacientes después del alta, se ha estimado de forma individualizada en función de la tasa de dosis y el entorno familiar del paciente, no superando en la mayoría de los casos los 4 días. Antes de la implantación del procedimiento el periodo de restricciones era el mismo para todos los pacientes e igual a dos semanas.



Gráfica 1. Histogramas de tasas de dosis medidas entre las 22 y 26 horas y entre las 42 y 48 horas.

Conclusiones

La implantación del procedimiento de alta radiológica publicado por el FPRMS ha supuesto una mejora en la calidad de los tratamientos de cáncer diferenciado de tiroides con ^{131}I y en la satisfacción del paciente al reducir el tiempo necesario de ingreso y de cumplimiento de las restricciones después del alta, no superando los límites de dosis recibas por su familia y el público.

Bibliografía

- [1] FPRMS CSN/SEPR/SEFM. Criterios de alta de pacientes y medidas para la protección radiológica del público después de tratamientos metabólicos con ^{131}I . (2011).
- [2] HERCA (“Heads of European Radiological Protection Competent Authorities”). Working Group-3 “Report on activities and results with regard to patients release criteria” (www.herca.org).
- [3] IAEA Release of Patients After Radionuclide Therapy. Safety Report Series No.63 IAEA.

ESTUDIO DEL IMPACTO DEL TAMAÑO DE LA MATRIZ DE RECONSTRUCCIÓN EN LOS COEFICIENTES DE RECUPERACIÓN EN IMAGEN PET

Saldaña Gutierrez P¹, Gámez Serrano C² y Pino Sorroche F¹

¹Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Institut Català d'Oncologia. Hospitalet de Llobregat.

²Institut de Diagnòstic per la Imatge-Unitat PET/TC. Ciudad Sanitaria y Universitaria de Bellvitge. Hospitalet de Llobregat.
 Correspondencia: derwyd@gmail.com

Palabras clave: PET/CT, segmentación, thresholding, cuantificación.

Introducción y objetivos

La detección de lesiones malignas mediante tomografía de emisión de positrones (PET) se basa en la diferencia entre la captación de radiofármaco por parte de la lesión respecto a la captación de los tejidos circundantes. Por otro lado, la imagen PET se usa cada vez más en la planificación de tratamientos de radioterapia, especialmente en la delimitación de volúmenes a partir de métodos de *thresholding* [1]. Estos métodos se basan en la definición del volumen como aquella región que tiene una actividad superior a un umbral calculado a partir de un cierto valor de captación de radiofármaco, por ejemplo usando como referencia el valor máximo de píxel. El objetivo de este trabajo es el estudio de los coeficientes de recuperación de actividad máxima y los umbrales necesarios para la correcta recuperación de volúmenes. Para ello se realizó un estudio sobre maniquí de diferentes adquisiciones en las que se variaron los tiempos de adquisición, el tamaño de píxel y la relación de concentración de actividad entre la lesión y el fondo.

Material y métodos

La adquisición de imágenes se ha realizado en un PET-TC Discovery ST (GE) usando un maniquí Data Spectrum, en cuyo interior se alojan cinco insertos esféricos (9, 12, 16, 21 y 27 mm de diámetro) y un inserto cilíndrico (30 mm de diámetro). La preparación del maniquí se basó en las recomendaciones de la IAEA [2] de forma que la esfera mayor se llenó de agua sin actividad, las cuatro más pequeñas se rellenaron de actividad (F18-FDG) para simular lesiones, el inserto cilíndrico se rellenó de un material equivalente a pulmón y el cuerpo principal del maniquí se llenó de agua con una concentración de actividad menor a la de las esferas. Se colocó un segundo maniquí lleno uniformemente de actividad a continuación del Data Spectrum para simular radiactividad fuera del campo de visión. Se realizaron diferentes series de imágenes usando el protocolo clínico de habitual, en las que se varió la razón de concentraciones de actividad entre el fondo y las esferas (8.27:1 y 4.21:1) y los tiempos de adquisición: 22 minutos (2 posiciones de bed, 11 minutos por posición) y 11 minutos (2 posiciones de bed, 5.5 minutos por posición). La reconstrucción se realizó con OSEM (16 subsets y 2 iteraciones). Todas las series se reconstruyeron para matrices de 128x128x83 (tamaño de píxel de 2.73x2.73x3.27 mm³), que son las que se usan a nivel clínico, y 256x256x83 (tamaño de píxel de 5.47x5.47x3.27m³). Cada serie de imágenes se analizó en el sistema de planificación Eclipse v.10 (Varian Medical Systems) y mediante el programa ImageJ v.1.46r, cuantificándose los coeficientes de recuperación de actividad y los umbrales necesarios para la obtención del volumen de cada esfera.

Adquisición 22 min 256x256									
Ratio teórico 8.27					Ratio teórico 4.21				
Diam (mm)	Rec. Max	Rec (%)	TH(x) (%)	TH(z) (%)	Diam (mm)	Rec. Max	Rec (%)	TH(x) (%)	TH(z) (%)
21	8.60	104.04%	36.22%	38.62%	21	4.65	110.39%	40.91%	46.56%
16	8.41	101.72%	38.77%	38.97%	16	4.27	101.54%	44.57%	44.67%
12	7.31	88.37%	43.65%	43.27%	12	3.54	84.00%	55.05%	48.84%
9	4.27	51.63%	60.27%	57.15%	9	2.24	53.28%	72.37%	68.87%
Adquisición 11 min 256x256									
Ratio teórico 8.27					Ratio teórico 4.21				
Diam (mm)	Rec. Max	Rec (%)	TH(x) (%)	TH(z) (%)	Diam (mm)	Rec. Max	Rec (%)	TH(x) (%)	TH(z) (%)
21	8.82	106.65%	37.69%	39.47%	21	4.76	113.01%	38.89%	44.88%
16	7.99	96.57%	41.29%	41.27%	16	4.39	104.23%	48.87%	43.73%
12	7.85	94.87%	42.54%	46.67%	12	3.59	85.23%	55.12%	50.05%
9	4.14	50.01%	58.13%	54.82%	9	2.33	55.46%	70.33%	67.53%

Resultados y discusión

El análisis de las imágenes muestra que la recuperación de actividad máxima disminuye con el tamaño de la lesión mientras que los umbrales aumentan, comportamiento que se observó para todas las series de imágenes, independientemente de su duración, relación actividad lesión/fondo y la matriz escogida. Así, la recuperación de actividad es del 100% en la esfera de 21 mm bajando hasta valores entre el 40-50% en la esfera de 9 mm. Por otro lado, el análisis de series para diferentes relaciones de actividad lesión/fondo y misma matriz y tiempo de adquisición muestra un incremento de los umbrales cuando la relación es de 4.21:1 frente a las de 8.27:1. Las diferencias oscilan entre el 2 y el 20%, con los valores más desfavorables asociados a los tamaños más pequeños de las esferas. Se observó que las series reconstruidas con matrices de 256x256 mantienen un coeficiente de recuperación por encima del 80% para todas las esferas menos la de 9 mm, mientras que para 128x128 este coeficiente baja del 80% a partir de la de 12 mm. Los umbrales presentan una variación menor en el caso de la matriz de 256x256, observándose una variación que no supera el 10% entre las esferas mayores, mientras que para 128x128 estas diferencias llegan a superar el 20%.

Para las lesiones más pequeñas con una matriz de reconstrucción de 128x128 se observó una asimetría en los umbrales en el eje x respecto de los del eje z, llegando a una diferencia de un 18% en el caso de la esfera de 9 mm en la adquisición de 11 minutos.

La imagen PET es una herramienta muy útil en el diagnóstico y tratamiento del paciente de cáncer. Sin embargo, como se han de conocer las limitaciones que puede presentar. Cuando el tamaño de la esfera disminuye los coeficientes de recuperación de hacen menores y los umbrales crecen. Este hecho sugiere que el límite de detectabilidad de las lesiones puede estar alrededor de 1 cm, resultado que coincide con la bibliografía [3]. En la tabla adjunta se muestran los resultados obtenidos para la matriz de 256x256.

Conclusiones

Se comprobó la influencia del tamaño de la matriz de reconstrucción en los parámetros estudiados. La recuperación de la actividad empeora apreciablemente para 128x128 respecto de los valores que se obtuvieron en el caso de 256x256. Los umbrales se mantienen más estables para una matriz de reconstrucción de 256x256, mientras que hay más variabilidad en 128x128. El tamaño de píxel influye significativamente en la simetría de los umbrales en el eje x y el eje z, de forma que para las esferas pequeñas con la matriz de 128x128 aparece una asimetría debido a la diferencia de tamaño de píxel en uno y otro eje. Finalmente se observó la independencia de los resultados obtenidos respecto del tiempo de adquisición. Las conclusiones de este trabajo sugieren los beneficios de usar una matriz de reconstrucción de 256x256 píxeles frente a la de 128x128 que se utiliza actualmente a nivel clínico.

Bibliografía

- [1] Jentzen W, Freudenberg L, Eising EG, Heinze M, Brandau W, Bockisch A. Segmentation of PET Volumes by Iterative Image Thresholding. J Nucl Med 2007; 48:108-114.
- [2] International Atomic Energy Agency. Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. Viena: IAEA; 2009. IAEA Human Health Series n°1.
- [3] International Atomic Energy Agency. The Role of PET/CT in Radiation Treatment Planning for Cancer Patient Treatment. Viena: IAEA; 2008. IAEA-TECDOC-1603.

CONTROL FLUJO DE RADIOFÁRMACOS EN MEDICINA NUCLEAR POR MEDIO DE UN E-SERVICIO

Núñez Martín L¹, González de Mingo MA², Fragua Redondo JA², Martínez Ortega J¹, Gutierrez Camuñas S¹ y Redondo Miguel AB³.

¹Servicio Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda.

²Unidad de Bioingeniería y Telemedicina. Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda.

³Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda.

Correspondencia: lnunez.hpth@salud.madrid.org

Palabras clave: Gestión. Radioisótopos. e-servicio.

Introducción y objetivos

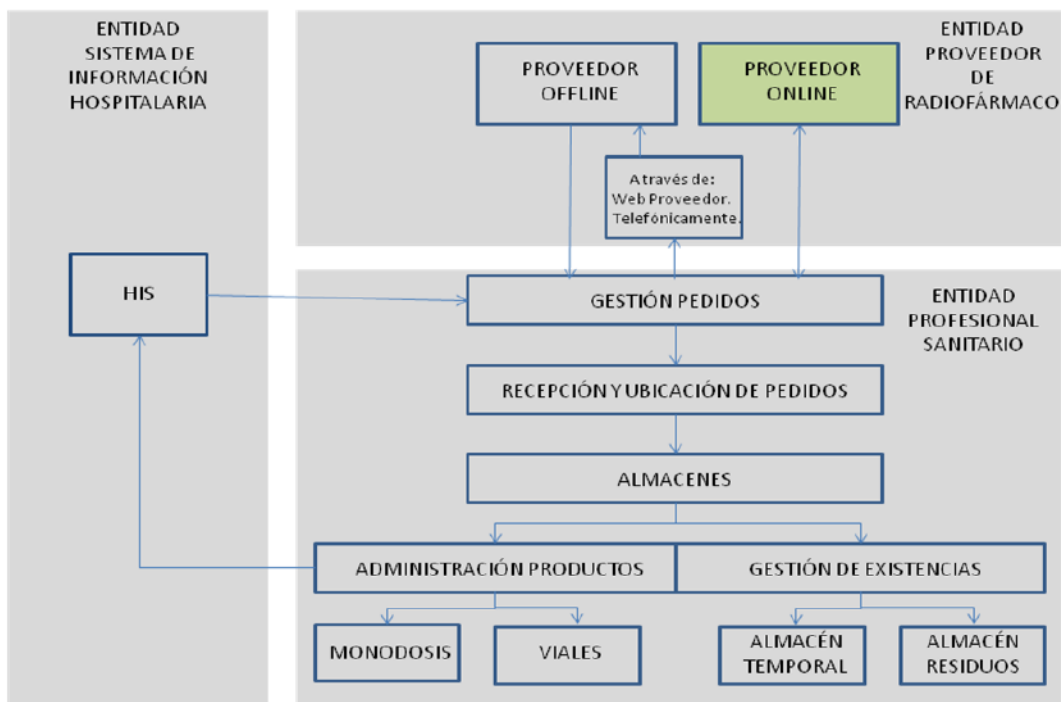
La utilización casi generalizada de monodosis en Medicina Nuclear para la realización de estudios diagnósticos o tratamientos, y la consecuente complejidad que acompaña su gestión, ha originado la necesidad de herramientas de control del flujo del material radioisotópico. Esta gestión, descansa fundamentalmente en la recopilación de albaranes, llamadas telefónicas, facturas, anotaciones registrales múltiples, citas a pacientes, etc. haciendo muy difícil el seguimiento y control del flujo del material, flujo que involucra también a los servicios de Farmacia y Gestión hospitalarios, que deben controlar en última instancia el volumen de un material que supone el gasto de cantidades importantes y minimizar el volumen de material desperdiciado. Se ha diseñado un e-servicio para gestionar el flujo de radiofármacos y controlar su uso y gasto. Este control no solo afecta a la eficiencia en el uso y coste de material, sino en la reducción de residuos radiactivos asociados al no uso y desperdicio y en una más efectiva organización del departamento (1, 2, 3, 4 y 5).

Material y métodos

Se ha analizado el flujo de trabajo y operaciones que acompañan a la petición, recepción, almacenamiento y administración, con todos los registros asociados a estas tareas, que afecta tanto al personal de operación (técnicos, enfermería, médicos y personal administrativo). Se han estudiado las posibilidades de comunicación disponibles entre el Hospital y las empresas proveedoras (servicios web mediante protocolo SOAP, correo electrónico o sistema tradicional telefónico). Se han definido cinco roles asociados al personal que tiene asignada cada etapa del proceso de gestión y uso del radiofármaco: Gestión de pedidos (RGP), Recepción y Ubicación (RRU), Administración de productos (RAP), Gestión de existencias ((RGE) y Gestión de Informes (RGI). El sistema de gestión está disponible en los terminales HIS, en todos los puntos desde donde se ejecutan las diferentes tareas.

Resultados y discusión

El e-servicio, establece cuatro grupos de usuarios mas el grupo de administración del sistema, que supone una organización y responsabilización de las diferentes tareas del proceso. El grupo A es el de los técnicos del servicio de Medicina Nuclear. Este grupo tiene asociados los roles RGP, RRU, RGE y RGI. Para el RGP, el e-servicio proporciona una interfaz similar a la cesta de pedidos de compras en Internet. Si el proveedor dispone de servicio *on line* (servicio web o email) se tramitará automáticamente y si es *off line* se registra el pedido que ya ha sido realizado por el canal suministrado por el proveedor. En el rol RRU se dispone de una interfaz donde se muestra el material pedido y pendiente de entrega, donde se puede seleccionar el material recibido y anotar su lugar de almacenamiento, así como controlar el material existente. Con los roles RGE y RGI se puede acceder a la observación y gestión de los productos almacenados (isótopo, ubicación, actividad y fecha de calibración) y solicitar informes sobre material pendiente de entrega, almacenado, etc.). El grupo B está formado por enfermería y algunos médicos. Tiene asociado el rol RAP con el que se puede consultar los productos disponibles, con indicación del suministrado a cada paciente, el momento de la administración, persona que lo hizo y la dosis. El grupo C está formado por médicos que tienen asignados los roles RGP y RAP. El grupo D está formado por el personal del Servicio de Farmacia del Hospital y tiene asignado el rol RGI. Por último el grupo E está formado por los administradores del sistema. Actualmente se está en fase de implantación y formación del personal, encontrándose problemas de duplicación de registros, fundamentalmente debido a la inaccesibilidad al HIS del hospital para realizar los cambios que pudieran resolver esas situaciones.



Conclusiones

La implantación de un sistema de gestión de las operaciones asociadas al tráfico del material radiactivo es una tarea muy importante que redundará en el conocimiento *on line* del material radiactivo existente en cualquier momento en el Servicio de Medicina Nuclear, de su situación de entrega, del material desperdiciado y de quien es el agente ejecutor de cada tarea en este proceso. Este tipo de procedimientos se deben inscribir en el Plan de Garantía de Calidad y en el Reglamento de Protección Radiológica del Servicio, redundando tanto en la eficiencia de funcionamiento del servicio, como en el control de costes y de la seguridad radiológica por cuanto permite la pronta detección de cualquier irregularidad de funcionamiento relacionado con el suministro y uso de radiofarmacos.

Bibliografía

- [1] Real Decreto 1841/1997 de 5 de diciembre por el que se establecen los criterios de calidad en Medicina Nuclear.
- [2] Real decreto 783/2001 de 6 de julio del Reglamento sobre Protección Sanitaria contra las Radiaciones Ionizante.
- [3] Real decreto 1836/1999 de 3 de diciembre del Reglamento de Instalaciones Nucleares y Radiactivas.
- [4] Real Decreto 1132/1990 de 14 de septiembre por el que se establecen medidas fundamentales de protección radiológica de las personas sometidas a exámenes y tratamientos médicos.
- [5] Safe Handling of Radioisotopes. IAEA. 1962.

EXPERIENCIA EN CONTROL DE CALIDAD DE PET CON FUENTE DE GERMANIO

Miñambres Moro A, Fernández Letón P, García Ruíz-Zorrilla J, Pérez Moreno JM y Zucca Aparicio D

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Madrid Sanchinarro. Madrid.
Correspondencia: angelmmoro@hospitaldemadrid.com

Palabras clave: Control de calidad. Medicina Nuclear. PET.

Introducción y objetivos

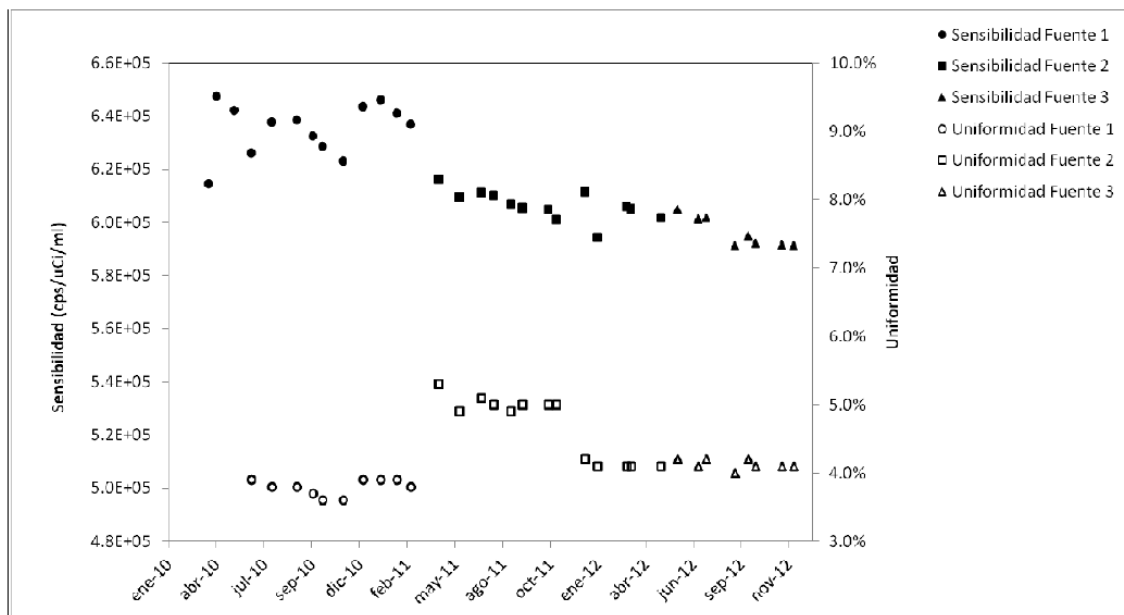
En nuestro hospital se implantó en 2007 el Programa de Garantía de Calidad en Medicina Nuclear. En el apartado sobre control de calidad figura, junto con las pruebas diarias, medidas mensuales de sensibilidad y uniformidad de un PET-TC Siemens Biograph 6 con una fuente cilíndrica de Ge68. En este trabajo se muestran los resultados de estas pruebas mensuales entre 2010 y 2012.

Material y métodos

La sensibilidad y la uniformidad se midieron mensualmente con una fuente cilíndrica de Ge68, de 10 cm de diámetro y 6200 cm³ de volumen. Esta fuente se usa en los controles diarios y se recambia aproximadamente cada año. En los controles cuyos resultados se muestran se utilizaron tres fuentes de actividades certificadas 84 MBq, 85.5 MBq y 87.3 MBq respectivamente. Para ambas pruebas se aplican protocolos y tolerancias específicos del fabricante. Se mide la sensibilidad volúmica, que debe ser mayor de 545000 cps/uCi/ml, y la uniformidad volúmica (promedio de desviación estándar en cada corte), que debe ser menor de 10%.

Resultados y discusión

En la gráfica se muestran la sensibilidad y uniformidad durante tres años y la influencia del cambio de fuente. Nunca se superaron las tolerancias del fabricante en el periodo estudiado. La sensibilidad y la uniformidad dependen fuertemente de la fuente de germanio utilizada. Es recomendable utilizar para estas medidas un maniquí con F18, en línea con el documento de la IAEA sobre control de calidad en PET.



Conclusiones

Las medidas mensuales de sensibilidad y uniformidad con fuente de Ge68 tienen escasa utilidad puesto que sus resultados son muy dependientes de la fuente utilizada y son pruebas que no forman parte de los tests periódicos recomendados por el fabricante. Por tanto lo más recomendable sería, de acuerdo con el último documento de la IAEA sobre calidad en PET, realizar estas pruebas trimestralmente con un maniquí de agua relleno de F18.

Bibliografía

Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. International Atomic Energy Agency. IAEA Human Health Series N° 1; 2009

PETANALYSIS: SOFTWARE PARA EL ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE ESTUDIOS PET [¹⁸F]-FDG EN EPILEPSIA REFRACTARIA

Romera I^{1,5}, Martí B^{2,5}, Calvo A^{1,5}, Planes X^{3,5}, Setoain X^{1,5}, Rubí S⁶, Falcón C^{4,5}, Ros D^{2,5} y Pavía J^{1,5}

¹Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Clínic i Provincial de Barcelona. Barcelona.

²Unitat de Biofísica i Bioenginyeria. Facultat de Medicina. Universitat de Barcelona. Barcelona.

³Center for Computational Imaging and Simulation Technologies in Biomedicine. Universitat Pompeu Fabra. Barcelona.

⁴Institut D'Investigacions Biomèdiques August Pi I Sunyer. Medical Imaging Platform. Barcelona.

⁵Centro Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina. Zaragoza.

⁶Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Universitari Son Espases. Palma de Mallorca.

Correspondencia: inromera@clinic.ub.es

Palabras clave: PET, SPM, GIMIAS, epilepsia farmacorresistente.

Introducción y objetivos

Los pacientes epilépticos con crisis focales resistentes a tratamiento farmacológico son candidatos a la exéresis de la región focal del cerebro que induce dichas crisis. La correcta localización de la región epileptógena es esencial para considerar la cirugía como posible tratamiento. La tomografía por emisión de positrones (PET) con [¹⁸F]-Fluorodesoxiglucosa ([¹⁸F]-FDG) permite localizar la región hipometabólica de déficit funcional neuronal relacionada con la zona epileptógena (ZE) [1]. Esta técnica puede ser de utilidad para la evaluación prequirúrgica en la epilepsia farmacorresistente, complementando la información que se obtiene mediante otras modalidades de imagen y señal (MRI, SPECT, video-EEG). El objetivo de este trabajo es desarrollar una nueva aplicación para la localización de la ZE a partir de la comparación estadística vóxel a vóxel del estudio PET con una base de datos de un grupo control.

Material y métodos

El desarrollo de la interfaz gráfica de esta aplicación se basa en *Graphical Interface for Medical Image Analysis and Simulation* (GIMIAS) [2], una plataforma de desarrollo que facilita la creación de prototipos de imagen biomédica y modelado, para la implementación de flujos de trabajo clínico en el contexto del *Virtual Physiological Human* (VPH). Se trata de una plataforma de código abierto, distribuida bajo una licencia BSD, desarrollada en C++. El análisis estadístico integrado en la aplicación se basa en *Statistical Parametric Mapping* (SPM) [3]. SPM es un software ampliamente utilizado en neuroimagen desarrollado en MATLAB por la *University College of London*. Concretamente, en PETAnalysis se ha integrado la versión beta de SPM *standalone*, es decir, el software de SPM pre-compilado, sin necesidad de utilizar MATLAB. Para la comparación estadística se utiliza una base de datos de 30 estudios de sujetos control normalizada a un espacio estándar.

Resultados y discusión

PETAnalysis consta de dos módulos:

- 1) *Normalization*: Permite realizar la reorientación y normalización de la imagen PET [¹⁸F]-FDG a un patrón obtenido a partir de 30 sujetos control.
- 2) *Statistics*: Realiza el suavizado, reescalado y la comparación estadística vóxel a vóxel (*t*-Sdel paciente con el grupo control, facilitando la localización de la ZE mediante la identificación de zonas con diferencia significativa respecto a la base de datos de sujetos control.

Conclusiones

Se ha implementado PETAnalysis, un software para el análisis de estudios PET [¹⁸F]-FDG de pacientes con epilepsia farmacorresistente. La facilidad de uso y rapidez en el procesado hacen de PETAnalysis una herramienta de utilidad para la localización de la ZE en la práctica clínica.

Bibliografía

- [1]. Duncan JS. Imaging and epilepsy. *Brain* 1997; 120(Pt2):339-77.
- [2]. Larrabide I, Omedas P, Martelli Y, Planes X, Nieber M, Moya JA, et al. GIMIAS: An Open Source Framework for Efficient Development of Research Tools and Clinical Prototypes. *Functional Imaging and Modeling of the Heart, Proceedings 2009*;5528:417-26.
- [3]. Friston KJ, Holmes AP, Worsley KJ, Poline JB, Frith CD and Frackowiak RSJ. Statistical Parametric Maps in functional imaging: A general linear approach. *Hum. Brain Mapp.* 1995b; 2:189-210.

CARACTERÍSTICAS DE LA IMAGEN CLÍNICA DE UN NUEVO PET DEDICADO A MAMA

Vicedo González A¹, García Hernández T¹, Ferrer Rebolleda J², Sánchez Jurado R², Devis Saiz M², Granero Cabañero D¹, Brualla González L¹ y Roselló Ferrando J¹

¹ERESA. Servicio de Radiofísica . Hospital General de Valencia. Valencia. ²ERESA. Servicio de Medicina Nuclear. Hospital General de Valencia. Valencia.

Correspondencia: mtrinitat@eresa.com

Palabras clave: Mamografía por emisión de positrones. Detectabilidad.

Introducción y objetivos

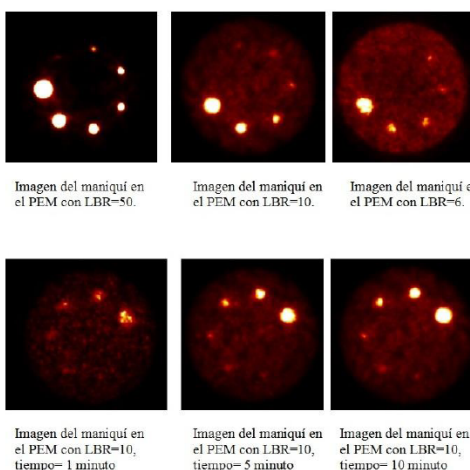
La mejor resolución espacial y mayor sensibilidad de los mamógrafos por emisión de positrones (PEM), hace que sean buenos candidatos para la detección temprana de tumores de mama. Actualmente existen varios equipos dedicados de mama, comerciales y en investigación, aunque la mayoría están todavía en las primeras fases de su desarrollo. Esto hace necesario una evaluación de las características de la imagen clínica mediante maniquís antes de su puesta en funcionamiento. El objetivo de este estudio es evaluar la resolución y los límites de detectabilidad de un PEM en función de tamaño de la lesión, relación lesión-fondo (LBR) y duración del estudio.

Material y métodos

La resolución se estudia empleando un capilar de diámetro interno de 1 mm relleno de FDG. Para caracterizar el equipo empleamos un maniquí de metacrilato de 15 cm de diámetro que contiene 7 insertos de diámetros internos 16.5, 11, 6.4, 2.5 y 1.5 mm. El fondo del maniquí se rellena simulando una distribución de actividad uniforme en un paciente de 70 kG al inyectarle 6 mCi de FDG. El límite de detectabilidad se estudia variando la relación señal-fondo entre 50 y 2 y con una concentración de actividad igual en los 7 insertos. Para obtener la duración óptima de los estudios, se realizan adquisiciones de distintos tiempos manteniendo la relación lesión-fondo fija. Todas las imágenes se reconstruyeron con un algoritmo iterativo MLEM, aplicando las correcciones de atenuación, dispersión y randoms.

Resultados y discusión

Se obtiene una resolución de 1.9 mm en el centro del FOV. Para LBR=50, todos los insertos son visibles. Al aumentar el fondo disminuye la detectabilidad. Para LBR<20 el inserto más pequeño no se detecta. Cuando LBR≤6, sólo son visibles los insertos de diámetro mayor o igual a 4 mm. Para una LBR fija, aumentar el tiempo del estudio reduce el ruido, sin embargo a partir de los 5 primeros minutos la detectabilidad es la misma.



Conclusiones

La resolución es inferior a la de los equipos PET de cuerpo entero. Para LBR entre 50 y 6 se detecta el inserto de 2.5 mm, mientras que relaciones inferiores muestran los insertos a partir de 4 mm. El tiempo de estudio óptimo es de 5 minutos por cama. Se necesitan estudios clínicos para validar los resultados.

ESTUDIO DE LA DEPENDENCIA DE LA RESOLUCIÓN TEMPORAL CON LA ACTIVIDAD PARA UN ESCÁNER PET-TAC PHILIPS GEMINI TF APLICANDO UN ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE SERIES TEMPORALES

Sánchez Merino G, Cortés Rodicio J, Lope Lope R, Martín González T y García Fidalgo MA

Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Araba. Vitoria-Gasteiz.

Correspondencia: gaspar.sanchezmerino@osakidetza.net

Palabras clave: Medicina nuclear. PET. TOF. Series temporales. Control de calidad.

Introducción y objetivos

La tecnología de tiempo de vuelo (TOF) introducida en los tomógrafos PET permite mejorar la calidad de imagen aumentando la relación señal-ruido de la reconstrucción [1]. La resolución temporal (τ), por lo tanto, es un parámetro crítico de estos equipos que debe controlarse diariamente [2]. La resolución temporal, además, presenta una dependencia con la actividad [3] por lo que la caracterización de dicha dependencia resulta de interés a la hora de estudiar la calidad de la imagen PET. Esta dependencia resulta difícil de medir directamente, principalmente debido al planteamiento de ‘caja negra’ de los equipos. El objetivo del presente trabajo es estudiar la dependencia de la resolución temporal con la actividad utilizando técnicas estadísticas de series temporales aplicadas a la serie de valores medidos de la resolución temporal durante los controles diarios del equipo.

Material y métodos

El Hospital Universitario Araba cuenta con un escáner PET-TAC Philips Gemini TF. Las pruebas diarias de control de calidad de la parte PET del sistema se realizan utilizando una fuente puntual de Na-22 y mediante un protocolo de adquisición definido en el equipo. Los informes generados se procesan para extraer el valor medido de τ . Se ha observado que estos datos muestran una tendencia y asumimos que se debe a la variación de la actividad de la fuente utilizada para su medida. Podemos entender nuestras medidas como una serie temporal constituida por las medidas diarias de τ y aplicar métodos estadísticos propios de series temporales para analizar esta tendencia. En particular, en el presente trabajo, se ha aplicado un modelo de Holt-Winters [4], que requiere series temporales de espaciado equidistante por lo que se han construido 4 series correspondientes a cuatro días de la semana. Para el análisis de los datos y el modelado se ha utilizado el paquete estadístico de software R.

Resultados y discusión

Se ha estimado el valor de τ transcurridas 25 semanas desde la última medida utilizando un modelo de regresión lineal y el modelo de Holt-Winters para series temporales no estacionales. El modelo lineal aplicado a las 4 series predice un valor promedio de 492,3ps, lo que representa una variación de un 2,3% con respecto al valor de referencia ($\tau_0=481ps$). El modelo de Holt-Winters aplicado a cada una de las 4 series predice un valor promedio de τ de 497,2ps, lo que representa una variación de un 3,3% con respecto al valor de referencia. Aunque el modelo de regresión lineal presenta menos dispersión en los valores predichos de τ para cada una de las series, el coeficiente de determinación es bajo en todos los casos ($R^2 < 0,6$). Achacamos la dispersión que se observa utilizando el modelo de series temporales a que se han seleccionado los parámetros α y β requeridos por el modelo por inspección (minimizando el valor del cuadrado del error residual). Es probable que un cálculo de estos parámetros mediante un algoritmo iterativo de optimización (Levenberg-Mardquart) proporcione una mayor coincidencia.



Parámetros	Martes	Miércoles	Jueves	Viernes	Promedio
$\tau(ps)$	493,1	491,5	492,8	491,6	492,3
$\Delta(\%)$	2,5	2,2	2,5	2,2	2,3

Conclusiones

Los métodos estadísticos aplicados al estudio de series temporales pueden utilizarse para estudiar la dependencia de la resolución temporal del PET Philips Gemini TF con la actividad. El presente trabajo representa una primera aproximación al problema desde el punto de vista del estudio estadístico de series temporales. Si bien los resultados obtenidos reproducen tanto el comportamiento observado, como la tendencia esperada, están sujetos a posteriores verificaciones. No obstante, nos parece que el enfoque aquí presentado proporciona herramientas de gran interés y que los resultados son como mínimo comparables a otras técnicas de análisis de resultados experimentales más convencionales. Asimismo, dichas técnicas son de aplicación más allá del problema concreto que hemos mostrado aquí, de hecho, lo son siempre que nuestros datos puedan presentarse en la forma de una serie temporal, una circunstancia que no es ajena a nuestro campo.

Bibliografía

- [1] Budinger, T.F. Time-of-Flight positron emission tomography: status relative to conventional PET. *J.Nucl.Med.* 1983; 24(1): 73-78.
- [2] International Atomic Energy Agency. Quality Assurance for PET and PET/CT systems. Vienna. 2009
- [3] Surti, S. et.al. Performance of Philips Gemini TF PET/CT scanner with special consideration for its Time-of-Flight imaging capabilities. *J.Nucl.Med.* 2007;48(3):471-480
- [4] Cowperwait, P.S.P., Meatcalfe, A.V. *Introductory Time Series with R.* London: Springer; 2009

ACEPTACIÓN DE GAMMACÁMARA PHILIPS BRIGHTVIEW BASADA EN EL PROTOCOLO NEMA 2001

Ferrer Gracia C, Luquero Llopis N, Plaza Aparicio R, Huerga Cabrerizo C, Corredoira Silva E
y Serrada Hierro A

Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz. Madrid.

Correspondencia: carlos.ferrer@salud.madrid.org

Palabras clave: Gammacámara. NEMA. Aceptación.

Introducción y objetivos

Recientemente se ha instalado en el Servicio de Medicina Nuclear una nueva gammacámara Philips BrightView X. Es una gammacámara de medicina nuclear de ángulo variable con doble detector, que puede configurarse para SPECT cardíaco, SPECT no circular, planar de cuerpo completo, dinámico y varias adquisiciones con un solo detector. Se planteó realizar las pruebas de aceptación siguiendo la metodología descrita en la publicación NU 1- 2001 [1], de la National Electrical Manufacturers Association (NEMA). Para ello se requirió la presencia de un técnico de la casa comercial dada la dificultad de realizar esta tarea con los medios existentes en el Servicio de Radiofísica. En este trabajo se muestran los resultados obtenidos y las dificultades encontradas en la realización de las pruebas.

Material y métodos

La gammacámara Philips BrightView posee dos detectores, con cristales de INa (TI) de 9.5 mm de espesor, de esquinas cuadradas y un campo de visión de 53,9 cm x 40,6 cm. Las pruebas de aceptación se realizaron junto con técnicos de la casa comercial. Siempre que ha sido posible se ha seguido la metodología NEMA, no obstante, en algunas de las pruebas no ha sido posible, y se han utilizado maniqués elaborados en el Servicio. Los maniqués NEMA empleados han sido los de linealidad y resolución espacial intrínseca, suministrados por la casa comercial. No se dispone de colimador LEGP para la prueba de sensibilidad, con lo que se ha realizado con el colimador LEHR. Se han utilizado fuentes radiactivas de Tc-99m para todas las pruebas y Ga-67 para el registro espacial de ventana múltiple. Finalmente para las pruebas SPECT de constancia se ha utilizado el maniqué Jaszczak.

Resultados y discusión

Los resultados obtenidos cumplen con las especificaciones NEMA aportadas por la casa comercial. No fue posible realizar alguna prueba tal y como se especifica en el protocolo, por no disponerse de un colimador LEGP. En concreto, la sensibilidad del sistema, se ha realizado con el colimador LEHR, resultando 160.56 MCi/cpm y 164.78 MCi/cpm, inferior a la especificada debido al cambio de colimador, poniéndose de manifiesto una de las dificultades que se encuentran cuando se trata de seguir el protocolo NEMA. El registro espacial de ventana múltiple, se efectuó con una matriz de adquisición de 512x512 px, y ventanas de energía en 93, 185 y 300 keV, analizando con las herramientas de proceso de la cámara, y localizando el centroide de cada adquisición en los puntos central, ± 8 y ± 16 cm. El resto de resultados obtenidos se presentan en la tabla siguiente, junto con las especificaciones NEMA. La realización de todas las pruebas se hizo con la presencia y colaboración de técnicos de la casa comercial, y se observa que el equipo cumple con las especificaciones, encontrándose ligeras discrepancias debidas a la dificultad de seguir el protocolo NEMA estrictamente.

		NEMA		MEDIDO	
		UFOV	CFOV	UFOV	CFOV
Linealidad espacial intrínseca	Absoluta	0.50mm	0.35mm	0,782	0,653
	Diferencial	0.10mm	0.09mm	0,177	0,165
Resolución espacial intrínseca	FWHM	3.3mm	3.3mm	3.239mm	3.182mm
	FWTM	6.3mm	6.3mm	6.242mm	6.128mm
Uniformidad intrínseca	Integral	$\pm 2.5\%$	$\pm 2.2\%$	$\pm 2.78\%$	$\pm 2.10\%$
	Diferencial	$\pm 2.0\%$	$\pm 1.5\%$	$\pm 2.16\%$	$\pm 1.88\%$
Resolución del sistema a 10cm	FWHM con dispersión	7.8mm		7.09mm	
	FWTM con dispersión	16.5mm		12.69mm	
Resolución Tomográfica con dispersión	FWHM central	-	5.10mm		
	FWHM radial	-	4.80mm		
	FWHM tangencial	-	3.09mm		
Resolución espacial con escáner de cuerpo entero a 10 cm sin scatter a 10 cm/min	Paralelo LEHR	8.0mm	14.7mm	7.61mm	13.11mm
	Perpendicular LEHR	7.9mm	14.5mm	6.19mm	11.47mm

Conclusiones

Las pruebas de aceptación habituales en Gammacámaras no coinciden, a menudo, con las realizadas por la casa comercial, basadas en el protocolo NEMA. La dificultad de realizar estas pruebas por un Servicio de Radiofísica, debida a la falta de material, o a la utilización restringida de las herramientas de análisis de la cámara, requiere la colaboración de los técnicos de la casa comercial, así como de su equipamiento, dado que en general no se dispone de él. La posibilidad de realizar estas pruebas junto con los técnicos de la casa comercial, permite obtener los parámetros de funcionamiento, y comprobar se ajustan a las características técnicas de compra, promoviendo la realización conjunta de las mismas en controles futuros.

Bibliografía

[1] NEMA Standards Publication NU 1-2001. Performance Measurements of Scintillation Cameras.
National Electrical Manufacturers Association, Rosslyn, USA, 2001

CARACTERIZACIÓN TEÓRICA DE LA RESOLUCIÓN ESPACIAL DE SONDAS INTRAOPERATORIAS

Agramunt Chaler S, Jurado Bruggeman D y Muñoz Montplet C

Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Institut Català d'Oncologia-Girona. Girona.
 Correspondencia: sagramunt@iconcologia.net

Palabras clave: Sonda intraoperatoria, Medicina Nuclear, resolución espacial.

Introducción y objetivos

En este trabajo se pretende comprobar que la caracterización de los perfiles espaciales obtenidos por una sonda intraoperatoria en presencia de una fuente puntual es posible suficiente haciendo uso solamente de los parámetros tiempo muerto, sensibilidad y abertura del colimador.

Material y métodos

Se obtuvieron dos perfiles de la sonda Navigator GPS (RMD Instruments): uno se midió y el otro se calculó a partir de los parámetros enumerados. Luego se comprobó mediante estudio estadístico la compatibilidad de los datos experimentales con los predichos teóricamente. Para obtener el perfil empírico se midió la señal que producía una fuente puntual de Tc-99m a lo largo de una línea recta perpendicular a la ventana de entrada de la sonda situada a una cierta distancia, h. Por otra parte, se obtuvieron teóricamente los perfiles a partir de la disposición geométrica del montaje experimental y de los parámetros propios de la sonda: sensibilidad, tiempo muerto y tamaño de la ventana de entrada. Se asumió la aproximación que la respuesta de la sonda depende del producto de tres factores:

1. De la fluencia en la ventana de entrada de la sonda, que depende del ángulo sólido que subtiende la superficie de la ventana de entrada con la fuente. Para cada punto del perfil se puede obtener mediante la integral trascendente

$$F = 2 \int_{-R}^R \frac{1}{(P-x)^2 + h^2} \arctan\left(\frac{+\sqrt{R^2 - x^2}}{(P-x)^2 + h^2}\right) dx$$

fácilmente computable mediante el método de los trapecios y donde h es la altura de medida de la sonda, R el radio de la ventana de entrada de la sonda y P es la posición del perfil evaluada.

2. De la sensibilidad corregida por el ángulo sólido donde se midió, S_n , la cual nos permite interpretar la cantidad de fotones que llegarán a la entrada de la sonda para una actividad de la fuente dada.

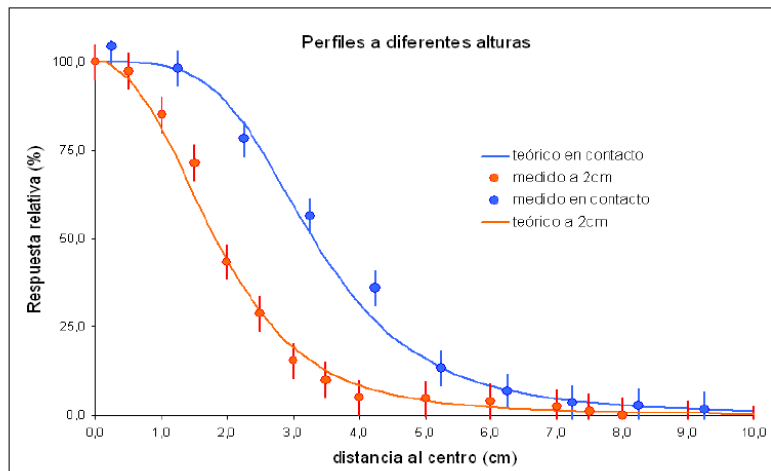
$$S_n = \frac{S}{\pi R^2 / h^2}$$

3. Del tiempo muerto, τ , que nos indicará cuál es la lectura real de la fluencia detectada por la sonda en cada punto del perfil. Teniendo en cuenta la forma de este parámetro para fluencias no muy altas, la lectura que esperamos, L, se puede aproximar a:

$$L = F \cdot S_n (1 - F \cdot S_n \cdot \tau)$$

Resultados y discusión

En la siguiente figura se muestran los resultados de L obtenidos teóricamente y los medidos para una misma disposición geométrica (con altura $h=2\text{cm}$ y en contacto, $h=0$).



Obsérvese cómo el aplanamiento en la zona central del perfil en contacto hace patente el efecto de superficie extensa de la ventana de entrada de la sonda.

Conclusiones

Se ha comprobado que se puede predecir a través de consideraciones teóricas la forma de los perfiles geométricos obtenidos por una sonda intraoperatoria en presencia de una fuente puntual, sin necesidad de hacer ninguna medida. Esto puede reportar un ahorro de tiempo considerable en los controles periódicos que se proponen en la literatura [1] para este tipo de dispositivos.

Bibliografía

[1] I. Modolell Farré y R. Puchal Añé, “Caracterización y controles periódicos de sondas intraoperatorias”, Revista de Física Médica 2002; 3(1): 26-34.

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OPERACIONAL EN LA INSTALACIÓN PET/RM DEL LABORATORIO DE INVESTIGACIÓN DE IMAGEN CARDIOVASCULAR HUMANA DEL CNIC

Escudero Toro R¹, Delgado Alberquilla R¹, Moreno López J¹ y López G².

¹Servicio de Bioseguridad y Radioprotección. Centro Nacional de Investigaciones Cardiovasculares Carlos III. Madrid.

²Globalpet S.L. Majadahonda. Madrid.

Correspondencia: rescudero@cnic.es

Palabras clave: Técnicas de imagen molecular. Investigación biomédica. Fuentes no encapsuladas.

Introducción y objetivos

Las técnicas de diagnóstico por imagen van a cumplir un papel trascendente en la investigación cardiovascular gracias a que han adquirido un avanzado grado de desarrollo¹. No solo permiten detectar y valorar numerosas enfermedades cardiovasculares sino que también permiten realizar caracterización tisular y hasta determinar la composición molecular o la presencia de determinados grupos celulares. El principal objetivo del CNIC es identificar y prevenir la enfermedad cardiovascular antes que la salud del individuo se vea afectada². Para predecir quién tiene un alto riesgo de estas enfermedades, comprender las etapas tempranas de la enfermedad y diseñar nuevas estrategias preventivas, el CNIC ha centralizado tres líneas esenciales en investigación dentro de las instalaciones más modernas: la obtención de imágenes de nueva generación para la detección precoz de enfermedades cardiovasculares, un estudio a largo plazo sobre una gran población humana en riesgo para rastrear las enfermedades cardiovasculares antes de que aparezcan los síntomas y los modelos preclínicos de investigación para probar los resultados. Para ello, el Laboratorio de Investigación Científica en Imagen Cardiovascular Humana (LICICH) cuenta con los sistemas de imagen cardiovascular multimodalidad más avanzados y con tecnología de primer nivel internacional. En este proyecto de investigación destaca la unión en una sola máquina de dos prometedoras tecnologías de imagen que aún no se había logrado unir todavía. Se trata de la fusión del PET y de la RM, siendo en la actualidad, el equipo instalado en CNIC, único en España. El objetivo de este trabajo es describir las implicaciones en el diseño de las instalaciones, cálculo de blindajes y diseño de fuentes radiactivas de calibración encapsuladas compatibles con la RM y, por otro lado, especificar, tras la puesta en marcha del laboratorio, la vigilancia operacional de la instalación, el uso de monitores de contaminación e irradiación dentro de la sala y su compatibilidad con la RM, control dosimétrico de área y del personal expuesto y la protección radiológica ocupacional y del paciente.

Material y métodos

El diseño de la Instalación y el equipamiento instalado, ha sido previsto para limitar la exposición del personal y el público y reducir al mínimo cualquier tipo de riesgo radiológico tanto durante el funcionamiento normal del LICICH, como ante cualquier tipo de incidente no previsto, siguiendo la normativa vigente^{3,4}. Para cada dependencia se han realizado los cálculos de blindajes en función del tipo de radionucleido y de las actividades típicas empleadas en los procedimientos de trabajo que tienen lugar en su interior. Así como la realización de protocolos específicos para cada estudio que brinden una mayor protección al paciente⁵. La dosimetría del personal profesionalmente expuesto (categoría A y B), se realizará mediante dosímetros de termoluminiscencia (TLD) individuales (dosímetros de solapa) durante toda la jornada laboral, tanto para el cálculo de la dosis efectiva como de la dosis equivalente en manos (dosímetros de anillo); y la dosimetría de área mediante un monitor de área y dosímetros TLD colocados a lo largo de la instalación. Por otro lado destaca la realización de diferentes pruebas con determinados modelos de monitores de contaminación y radiación cuyos componentes electrónicos sean lo más compatibles con la resonancia y comprobando que la lectura de los monitores no se vea alterada por el campo magnético, haciendo posible la realización de la vigilancia operacional dentro de la dependencia.

Resultados y discusión

La RM, ha demostrado su capacidad no sólo de afinar en la definición anatómica sino también de definir la estructura de los tejidos de forma superior a la que logra el CT. Además, la RM no emite radiaciones como hacen los aparatos que usan rayos X. Es lógico, por tanto, que la combinación de ambos métodos acabe no solo dando buenos resultados sino que a primera vista es muy ventajoso a nivel de la Protección Radiológica. Sin embargo, para posibilitar la fusión PET/RM ha habido que solventar algunos inconvenientes técnicos que imposibilitaban una combinación de estas características. Entre ellos destaca el conseguir que muchos de los componentes del PET funcionen en el entorno de un campo magnético tan elevado como el que se genera con la RM. Por otro lado mejorar la pérdida de calidad de las imágenes que obtiene la resonancia cuando en la misma máquina hay que acoplar un PET. Y por último la creación de un software que permita la compatibilidad simultánea de las dos tecnologías. Por otro lado, el equipo PET es uno de los más modernos del mercado e incorpora una serie de ventajas técnicas que le hacen especialmente interesante. El más relevante de ellos es su capacidad para adquirir en modo 3D. Esta cualidad le permite trabajar

con dosis medias inferiores de las que emplean los tomógrafos convencionales a la vez que proporciona imágenes de alta calidad. Consecuencia de ello es una menor irradiación de los pacientes, menor exposición de los trabajadores. La dosis media administrada por paciente es un 40% inferior (6 mCi) respecto a lo que emplean otros tomógrafos PET de nueva generación. Hasta la fecha y con una media de 15 pacientes a la semana se ha registrado una dosis acumulada máxima de 1,24 mSv para personal expuesto, menor a la estimada en el diseño de la instalación, mientras que la dosimetría de área registra valores fondo.

Conclusiones

Por las características especiales de la instalación PET/RM se ha tenido que adaptar los protocolos de Protección Radiológica Operacional a las particularidades de la RM. Entre ellas se ha de aumentar el control dosimétrico del personal expuesto, teniendo en cuenta que el tiempo de contacto con el paciente se eleva por los preparativos previos que requieren las pruebas con RM (colocación de antenas, cambios de posición del paciente, etc.) lo que hacen que estén más tiempo en contacto con el paciente marcado en comparación con la actividad con los equipos de imagen PET-CT, por lo que el proceso de preparación debe hacerse de forma precisa pero rápida y optimizando en todo momento la distancia al paciente. De igual forma el entrenamiento previo en frío del personal técnico de imagen y su formación, son acciones vitales para conseguir el objetivo del uso seguro de los radiofármacos y mantener las dosis bajas. Por otro lado, teniendo en cuenta la influencia del campo magnético, se han fabricado fuentes de calibración PET de Na-22 con encapsulamiento especial y compatible con la RM y se ha comprobado la posibilidad de poder utilizar monitores de radiación y contaminación de la marca LAMSE modelo ERIS C y ERIS R, permitiendo delimitar la distancia donde ya la influencia del campo magnético de la RM es elevado, para la vigilancia operacional de la zona sin verse afectada las lecturas.

Bibliografía

- [1] Thomas JD, et al. ACCF 2008 Training Statement on Multimodality Noninvasive Cardiovascular Imaging A Report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association/American College of Physicians Task Force on Clinical Competence and Training Developed in Collaboration With the American Society of Echocardiography, the American Society of Nuclear Cardiology, the Society of Cardiovascular Computed Tomography, the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance, and the Society for Vascular Medicine. *J Am Coll Cardiol* (2009) 53:125-46
- [2] Franco M, Cooper R, Bilal U, Fuster V. Control of Coronary Heart Disease Risk Factors and Evidence-Based Therapies: Joint Efforts for Coronary Heart Disease Prevention in Spain. *Rev Esp Cardiol* (2011) 64:962-4
- [3] España. Real Decreto 1836/1999, de 3 de diciembre, por el que se aprueba el Reglamento sobre instalaciones nucleares y radiactivas. Boletín Oficial del Estado, núm. 313 de 31 de diciembre de 1999, p. 46463 a 46482. Modificado por el Real Decreto 35/2008.
- [4] España. Real Decreto 783/2001, de 6 de julio, por el que se aprueba el Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes. Boletín Oficial del Estado, núm. 178 de 26 de julio de 2001, p. 27284 a 27393. Modificado por el Real Decreto 1439/2010.
- [5] España. Real Decreto 815/2001, de 13 de julio, sobre justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas.

DOSIMETRÍA DE CUERPO ENTERO PARA EL TRATAMIENTO INDIVIDUALIZADO DEL NEUROBLASTOMA CON ¹³¹I-MIBG

Ferrer Gracia C, Luquero Llopis N, Sánchez Muñoz F, Plaza Aparicio R, Huerga Cabrerizo C, Corredoira Silva E y Serrada Hierro A

Servicio de Radiofísica y Radioprotección . Hospital Universitario La Paz. Madrid.

Correspondencia: carlos.ferrer@salud.madrid.org

Palabras clave: Neuroblastoma. MIBG. Dosimetría.

Introducción y objetivos

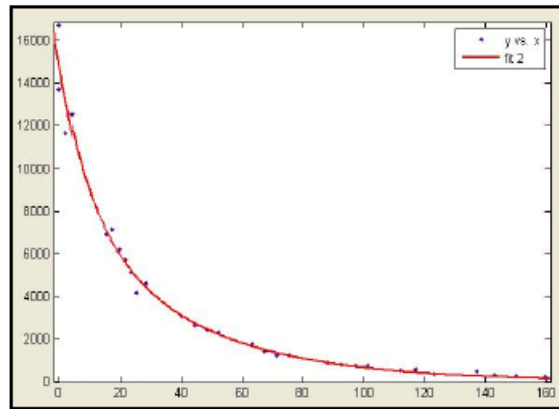
El neuroblastoma es un tumor neuroendocrino que se desarrolla a partir de tejidos que forman el sistema nervioso simpático y, por lo general, se presenta en pacientes menores de 5 años. Entre las posibles opciones de tratamiento, se encuentra la administración de ¹³¹I-metayodobenzilguanidina (¹³¹I-MIBG). El MIBG se concentra en el tejido nervioso simpático, de manera que facilita la localización del tumor y la administración del radiofármaco. La directiva 97/43/EURATOM estipula la necesidad de realizar, en terapias con radionúclidos, la planificación individual del tratamiento. La actividad administrada puede ser una cantidad fija, basándose en el peso del paciente, o puede prescribirse de acuerdo a la dosis absorbida en cuerpo entero. En este trabajo se describe esta segunda metodología y presentan las medidas dosimétricas realizadas siguiendo el protocolo establecido. Estas medidas se utilizan para calcular la dosis de radiación absorbida en cuerpo entero debida a la primera administración del ¹³¹I-MIBG. Con este valor se calcula la actividad de la segunda administración de manera que se alcance una dosis absorbida en cuerpo entero de 4 Gy.

Material y métodos

El tratamiento consiste en la administración de 2 fracciones de ¹³¹I-MIBG. La primera fracción es prescrita con una actividad de 444 MBq/kg (12 mCi/kg) y administrada en un espacio de 30 minutos como máximo. Inmediatamente tras la administración, antes de que el paciente vacíe la vejiga, se realiza la primera medida dosimétrica. Una vez que el paciente ha vaciado la vejiga por primera vez, se repite esta medida. Este proceso se realiza aproximadamente cada 2 horas las primeras 24 horas de tratamiento, y posteriormente cada 4 ó 6 horas. El paciente debe vaciar la vejiga antes de cada medida. Las dos medidas, anterior y posterior, se han obtenido con el paciente en decúbito lateral, con un detector Geiger a 1 m de distancia y utilizando un colchón inmovilizador, con el objeto de asegurar su reproducibilidad. Se ha realizado la media geométrica de ambas medidas en los cálculos. Cada valor se ha obtenido asegurando la estabilidad de la medida del detector, corrigiendo por el valor de la radiación de fondo. Se ha asegurado que el rango de sensibilidad del detector es el adecuado para la de tasa de dosis esperada. La dosis absorbida en cuerpo entero ha sido calculada siguiendo el estándar MIRD, en el que la dosis absorbida, $D = \tilde{A} \cdot S$, donde \tilde{A} es la actividad acumulada, y el valor S es función del peso del paciente, concretamente se ha utilizado la ecuación empírica $S = 1.96 \cdot 10^{-6} \cdot 70 \cdot (Wt)^{-0.918}$ MBq·h, siendo Wt el peso. Representando gráficamente la tasa de dosis frente al tiempo, se realiza un ajuste bi-exponencial, e integrando la curva resultante, se obtiene \tilde{A} , que junto con el valor calculado de S, resulta la dosis absorbida. Este ajuste se ha efectuado utilizando el software Matlab 2012^a, y con una hoja de cálculo Excel. Con este valor de dosis absorbida se obtiene la actividad necesaria en la segunda administración de ¹³¹I-MIBG para alcanzar los 4 Gy prescritos. Se ha efectuado a su vez una dosimetría del tumor, mediante varios estudios SPECT de la zona de interés, el primero realizado cuando la actividad incorporada está en el rango de 1000 a 1500 MBq tras la administración del radiofármaco, utilizando un colimador de alta energía, una matriz de 128x128 y 60 proyecciones. Se han llevado a cabo otros 2 estudios en 2 días consecutivos.

Resultados y discusión

Este estudio comprende el primer paciente tratado en el hospital con esta técnica, estableciéndose el procedimiento para futuros pacientes. El paciente tiene 40 kg de peso, por lo que se calculó un factor $S = 4.6416 \cdot 10^{-6}$ MBq·h. Ajustando los datos de tasa de dosis medida frente al tiempo e integrando dicha curva se obtiene una actividad acumulada $\tilde{A} = 438935.11$ MBq·h, lo que da una dosis absorbida de 2.037 Gy, es decir, la dosis requerida en el segundo tratamiento resulta 1.963 Gy. Por tanto la actividad del segundo tratamiento deberá estar en torno a los 17000 MBq. Se administró al paciente 455.8 mCi, repitiéndose las medidas y volviendo a ajustar a una exponencial. En esta segunda administración del radiofármaco resultó una dosis absorbida de 1.955 Gy, recibiendo el paciente una dosis absorbida total de 3.992 Gy, con lo que queda comprobado que la dosis fue correctamente administrada, con solo un error de 8 mGy.



Conclusiones

Se ha comprobado en este estudio, que en terapia con ^{131}I -MIBG para el tratamiento del neuroblastoma, se puede prescribir y administrar la dosis en cuerpo entero con exactitud, permitiendo tratamientos individualizados y mayores actividades que en los tratamientos basados en la administración de una actividad fija según el peso. La posibilidad de realizar estudios SPECT, permitiría relacionar la dosis absorbida en cuerpo entero con la variación del volumen del tumor, lo que se podría estimar el índice terapéutico en terapia con radionúclidos. Este estudio se ampliará conforme se vaya aumentando el número de tratamientos.

Bibliografía

- [1] Matthey K, Colleen P, Huberty J, et cols. Correlation of Tumor and Whole-Body Dosimetry with Tumor Response and Toxicity in Refractory Neuroblastoma Treated with ^{131}I -MIBG. *The Journal of Nuclear Medicine*, 2001; 42 (11):1713-1721
- [2] Buckley SE, Chittenden SJ, Saran FH. Whole-Body Dosimetry for Individualized Treatment Planning of ^{131}I -MIBG Radionuclide Therapy for Neuroblastoma. *The Journal of Nuclear Medicine*, 2009; 50(9):1518-1524
- [3] Gaze MN, Chang Y, Flux GD. Feasibility of Dosimetry-Based High-Dose ^{131}I -MIBG with Topotecan as Radiosensitizer in Children with Metastatic Neuroblastoma. *Cancer Biotherapy & Radiopharmaceuticals*, 2005; 20(2):195-199

USO DE UN DETECTOR DE CONTAMINACIÓN PARA MONITORIZAR LA ACTIVIDAD INYECTADA EN RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON MICROESFERAS DE ⁹⁰Y

Mañeru Cámara F¹, Otal Palacín A¹, Fuentemilla Urío N¹, Olasolo Alonso J¹, Lozares Cordero S¹, Pellejero Pellejero S¹, Miquelez Alonso S¹, Serra Arbeloa P², Goñi Gironés P² y Martínez de la Cuesta A³

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona.

²Servicio de Medicina Nuclear. Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona.

³Servicio de Radiodiagnóstico. Sección de Radiología Intervencionista. Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona.

Correspondencia: fmaneruc@navarra.es

Palabras clave: Radioembolización. Microesferas.

Introducción y objetivos

En los tratamientos de metástasis o tumores hepáticos mediante radioembolización con microesferas de Y-90 la actividad administrada al paciente se prepara previamente, midiendo en activímetro para obtener la cantidad de isótopo deseada en cada caso. Eso se hace lejos del área quirúrgica donde se lleva a cabo el procedimiento (salas de intervencionismo). Una vez allí, el vial con la solución se va inyectando al paciente diluyendo en suero y contraste según las necesidades de cada caso. Terminado el implante es posible que queden restos en el vial o los conductos de inyección e incluso es frecuente que debido al flujo vascular no sea posible introducir el contenido completo del vial en el hígado objetivo. En esos casos es difícil conocer la cantidad de actividad inoculada realmente al paciente hasta que no se mide la sobrante de nuevo en el activímetro. Emplear para ello un detector ambiental acarrea una enorme incertidumbre debido a la geometría de medida -poco reproducible- y a la eventual radiación externa al vial (radiación emergente del paciente y de los catéteres de inyección y potenciales focos de contaminación en gasas, sábanas, batas, etc). En este trabajo se muestra un sistema de medida de actividad en vial en tiempo real muy reproducible, libre de radiación del entorno y que no añade molestias al personal intervencionista.

Material y métodos

El sistema de tratamiento es el de la firma Sirtex Medical Limited (SIR-Spheres©) de microesferas de resina. Para las medidas de actividad durante el procedimiento de inyección se emplea un equipo Victoreen 190-SI con sonda Geiger-Müller tipo pancake modelo 489-110-C. Dicha sonda se introduce en un alojamiento especialmente diseñado para ella formado por un soporte de poliestireno y un blindaje lateral de aleación metálica de bajo punto de fusión (MCP-70). El espesor es de 1 cm, suficiente para atenuar cualquier radiación no procedente del vial incluyendo los rayos X dispersos en la sala si se mide durante disparos de escopia. El alojamiento está protegido con una capa de 5 mm de metacrilato frente a la ya de por sí poco probable contaminación del detector durante las medidas. Antes de comenzar la inoculación se realiza una medida del contenido inicial del vial. Debido a lo breve del procedimiento (varios minutos) frente al periodo de semidesintegración (2.67 días) se puede despreciar el decaimiento y considerar que la actividad total (vial + paciente) no varía. Al finalizar se realiza otra medida y el valor relativo entre ellas muestra la cantidad inyectada. Por supuesto se puede medir en cualquier momento durante la intervención para evaluar cuánto se lleva inyectado o a qué ritmo va la inoculación. La actividad de isótopo presente en el vial es un muy buen indicador de la que se ha inyectado al hígado del paciente, puesto que la que queda en catéteres y conductos es realmente muy baja (menor al 2%, según nuestras medidas y las reflejadas en la bibliografía [1]) Al tratarse de medidas relativas la exactitud de la medida sigue dependiendo de la calibración en activímetro; sólo se añade una pérdida de precisión y ésta es irrelevante para el cálculo de dosis en cualquiera de los dos métodos usados usualmente (método de superficie corporal (BSA) o método de partición) [2].

Resultados y discusión

Las medidas son muy reproducibles, siendo la desviación estándar menor al 5% incluso al medir restos en el vial tras el implante. En el cálculo de dosis al paciente eso implica una incertidumbre añadida totalmente despreciable frente al resto de contribuciones tanto del proceso de preparación y medida de actividad como del de prescripción. Otros sistemas de evaluar la cantidad de isótopo no inyectado presentan dificultades: volver a medir en activímetro la actividad sobrante dará una medida más exacta [3], pero implica tener que manipular el material contaminado con riesgo de contaminación y además sólo es posible conocer los datos un tiempo después del implante. Eso impide tomar decisiones en la misma sala en tiempo real, sobre todo durante la inyección. El aumento de exactitud es una ventaja irrelevante en el rango de incertidumbre en el que nos movemos en este tipo de tratamiento y de cualquier forma siempre puede volverse a medir es la zona de preparación un tiempo después. En nuestro caso eso sólo se hizo durante los primeros usos del sistema descrito y se ha abandonado el uso del activímetro post-inoculación. La alternativa es usar un detector de área midiendo en varios puntos alrededor del vial antes y después de inyectar el itrio, lo cual introduce una incertidumbre mucho mayor debido a la reproducibilidad geométrica y a la radiación no procedente del vial (observamos desviaciones del orden del 50%). Una solución mejor es situar un detector fijo bajo el vial, pero eso hace necesario un segundo

equipo disponible sólo para ese fin. Además, si no se blindo también se obtiene una medida falseada por la radiación no procedente del vial. El sistema descrito es muy cómodo de usar puesto que se aprovecha el detector de contaminación con el que se monitoriza al personal, material y zona durante la intervención. Apenas se interfiere el proceso quirúrgico y es posible conocer la actividad sobrante en cada instante que se desee de forma rápida.

Conclusiones

Se presenta una mejora para la evaluación de la actividad inoculada al paciente en tiempo real que permite emplear el equipo de medida de contaminación para los dos fines. La medida es reproducible y rápida, no resta incertidumbre en la dosimetría de pacientes y tampoco afecta al procedimiento intervencionista.

Bibliografía

- [1] Schleipman AR et al. Optimizing Safety of Selective Internal Radiation Therapy (SIRT) of Hepatic Tumors with ^{90}Y Resin Microspheres: A Systematic Approach to Preparation and Radiometric Procedures. *Health Physics* 2009;96(2):S16-S21.
- [2] Dezarn WA et al. Recommendations of the American Association of Physicists in Medicine on dosimetry, imaging, and quality assurance procedures for ^{90}Y microsphere brachytherapy in the treatment of hepatic malignancies. *Med Phys* 2011;38(8):4824-4845.
- [3] Dezarn WA, Kennedy AS. Resin ^{90}Y microsphere activity measurements for liver brachytherapy. *Med Phys* 2007;34(6):1896-1900.

EVALUACIÓN DE LA UNIFORMIDAD VOLUMÉTRICA DE UN TOMÓGRAFO PET A PARTIR DE LAS MEDIDAS DE CONTROL DE CALIDAD DIARIAS

Collado Chamorro P¹, Verde Velasco JM², Sanz Freire CJ¹, Montes Fuentes C², Martínez Mirallas O¹, Tejada San Juan S¹ y Ramírez Lasanta R³

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. CIBIR. Logroño.

²Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Salamanca. Salamanca.

³Servicio de Medicina Nuclear. CIBIR. Logroño.

Correspondencia: csanz@riojasalud.es

Palabras clave: PET. Control de calidad. Uniformidad volumétrica.

Introducción y objetivos

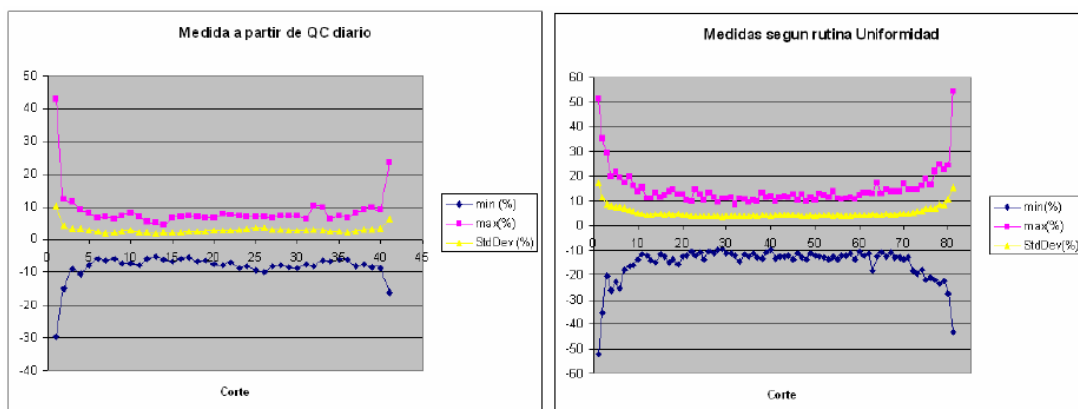
La realización de la prueba de uniformidad en un PET según el protocolo NEMA 1994 [1] es un proceso que requiere una adquisición de larga duración (entre dos y cuatro horas empleando el maniquí de Germanio proporcionado por el fabricante). Si obviamos la duración de la adquisición, esta prueba resulta muy similar a la adquisición realizada todas las mañanas según el protocolo del fabricante para control de calidad diario. Se pretende realizar un análisis de estas medidas diarias adquiridas durante un periodo de tiempo de varios días, para conseguir a partir de ellas resultados de similar utilidad a los dados por la prueba NEMA.

Material y métodos

Para la adquisición de las medidas se emplea un tomógrafo PET-CT SIEMENS Biograph y la fuente cilíndrica de Ge-Ga proporcionada por el fabricante para el control de calidad. Esta fuente tiene una actividad de 49.95 MBq a fecha de calibración. El análisis de las imágenes se realiza empleando Image-J [2]. Con este software se realiza una suma de las adquisiciones diarias, para así disponer de una estadística representativa. Estas imágenes se evalúan analizando una ROI que cubra el 80% de la superficie de cada corte y tomando los valores máximo, mínimo y la desviación típica en cada uno de ellos al igual que se hace en la prueba NEMA.

Resultados y discusión

Con la acumulación de 9 pruebas de control de calidad diario, de 20 minutos de duración, se consigue una desviación estándar comparable a la que se obtiene en las medidas de la prueba NEMA, por lo tanto es un número suficiente de adquisiciones para evaluar la uniformidad. En las gráficas siguientes se comparan los resultados conseguidos con nuestro método y con la prueba NEMA. La mayor discrepancia aparece en el número de cortes considerados, puesto que en la prueba NEMA el protocolo incluido en el tomógrafo emplea 81 cortes, mientras que en la de control de calidad diario se emplean 41 para que sea consistente con el modo de uso clínico.



Conclusiones

La metodología presentada constituye una alternativa para evaluar la constancia de la uniformidad volumétrica de un tomógrafo PET, empleando las medidas realizadas de forma sistemática y diaria según el protocolo del fabricante. La diferencia en el número de cortes lleva a resultados no directamente comparables. Esto limita su uso en pruebas de aceptación o tras intervención. Sin embargo, el método es perfectamente válido para el propósito del control de la estabilidad reduciendo notablemente la duración de la adquisición.

Bibliografía

- [1] NEMA Standards Publication NU 2-1994. National Electrical Manufacturers Association. 1994.
- [2] ImageJ 1.42q. Wayne Rasband. National Institutes of Health, USA. <http://rsb.info.nih.gov/ij>
- [3] Protocolo de aceptación Siemens Biograph 6 .
- [4] Performance Evaluation of a Whole-Body PET Scanner Using the NEMA Protocol. Brix G, Zaers J, Adam LE, Bellemann ME, Ostertag H, Trojan H, Haberkorn U, Doll J, Oberdorfer F, Lorenz WJ. J Nucl Med. 1997 Oct;38(10):1614-23.

VARIACIÓN Y REPRODUCIBILIDAD DEL SUV PARA SU UTILIZACIÓN EN ESTUDIOS DE SEGUIMIENTO CON PET/CT

Pamós Navas JL¹, Solera Moscardó C¹, Bordería Navarro B¹, Vicedo González A¹, Garcia Hernández T¹, Roselló Ferrando J¹, GraneroCabañero D¹, Brualla González L¹, Sánchez Jurado R² y Ferrer Rebolleda J².

¹Servicio de Radiofísica .ERESA. Hospital General de Valencia. Valencia.

²Servicio de Medicina Nuclear. ERESA. Hospital General de Valencia. Valencia.

Correspondencia: jpamos@eres.com

Palabras clave: SUV, PET/CT

Introducción y objetivos

El uso del standardized uptake value (SUV) para cuantificar la actividad glucolítica durante el tratamiento tumoral está muy extendido, sin embargo es susceptible de variaciones biológicas y físicas. El objetivo de este estudio es valorar la reproducibilidad de los distintos modos de evaluación del SUV, la dependencia con el ruido, algoritmo de reconstrucción, tamaño de matriz y con la concentración, a fin de determinar el parámetro más óptimo.

Material y métodos

Se rellenó un maniquí de torso NEMA con F-18, que contiene 6 esferas de volúmenes entre 0.5 y 26.5 ml, con una concentración inicial de 0.5 $\mu\text{Ci/ml}$ de fondo. La relación lesión-fondo fue de 1/10. Se tomaron adquisiciones en un PET-CT Gemini-TF de Philips cada dos horas para ver la variación del SUV con el ruido y la concentración. Los estudios se reconstruyeron empleando dos algoritmos de reconstrucción (3D list-mode TOF OSEM y 3DRAMLA), dos tamaños de matriz diferentes (4x4 mmy 2x2 mm) y diferentes tiempos de cama.

Resultados y discusión

El SUVmax y el SUVpeak son los parámetros que más dependen del ruido y del algoritmo de reconstrucción, encontrándose diferencias de hasta un 20%. El SUVmedio depende del volumen seleccionado existiendo una variación de hasta el 15%. El SUVmediana presenta menor dependencia del volumen seleccionado, variando menos de 1.5%, siendo su dependencia con el ruido, con el algoritmo de reconstrucción y con el tamaño de la matriz mucho menor que la del SUVmáx. Se encuentran variaciones de hasta un 30% en el SUVmax debido a efectos de tiempo muerto en las concentraciones más altas.

Conclusiones

Seleccionando el parámetro de cuantificación más adecuado, más estable y reproducible, minimizaremos los efectos de las posibles variaciones en el valor del SUV. Según este estudio, el valor que mejor cumple estos requisitos es el SUVmediana.

Bibliografía

Noise considerations for PET Quantification Using Maximum and Peak standardized Uptake Value. J Nucl Med 2012 July; 53(7): 1041-1047

A systematic Review of the Factors affecting Accuracy of SUV Measurements. American Roentgen Ray Society 2010 August, 195 : 310-320

ÁREA 14

RADIODIAGNÓSTICO E INTERVENCIONISMO MÉDICO



ÍNDICE DE TRABAJOS DEL ÁREA 14

001. Esterilización de los dosímetros TLD con óxido de etileno (EtO)

Lacruz Bassols M, Muñoz J, Gómez Fernández M, Baró Casanovas J, Morales Cabrera V, Ferrer Gil R, Pera Cegarra O, Fernández Velilla E y Quera Jordana J.

002. Controles semanales en mamografía digital: experiencia de 2 años.

Ruiz Manzano P, Rivas Ballarín MA, Ortega Pardina P, Villa Gazulla D, Laliena Bielsa V, García Romero A y Hernández Vitoria A.

003. Resultados de las verificaciones del control automático de exposición en equipos de RX con sistemas CR.

Ruiz Manzano P, Rivas Ballarín MA, Ortega Pardina P, Villa Gazulla D, Calvo Carrillo S, Canellas Anoz M y Millán Cebrián E

004. Impacto del algoritmo de reconstrucción iterativa ASIR en el CTDI de los estudios en TCHMC.

Ambroa Rey EM, Vázquez Vázquez R, Giménez Insúa M, Sánchez García M, Otero Martínez C, Luna Vega V, Mosquera Sueiro J, Lobato Busto R y Pombar Cameán M.

005. Sistema automatizado para generación de informes de dosis a paciente en radiología digital.

Collado Chamorro P, Sanz Freire CJ, Martínez Mirallas O, Tejada San Juan S y López de Gamarra MS.

006. Caracterización de dosis en un TC de 64 detectores utilizado en pediatría. Evaluación de los efectos del “overbeaming” y “overranging” .

García Castañón P, Roch González M, Rodríguez Martín G, España López ML y Giner Sala M.

007. Procedimiento propuesto y análisis de resultados para verificar el indicador del Producto Dosis-Área en equipos de Radiología.

García Marcos R, Gallego Franco P, Sierra Díaz F, González Ruíz C, Rodríguez Checa M, Brasa Estévez M y Gómez Calvar R.

008. Reducción de dosis a paciente y mejora de la calidad de imagen mediante un nuevo algoritmo de reconstrucción iterativo en TC.

Latorre Musoll A, Ruiz Martínez A, Pallerol Pinzano RM, Carrasco de Fez P, Eudaldo Puell T, Jornet Sala N y Ribas Morales M.

009. Dosis glandular en exámenes de tomosíntesis de mama: estudio preliminar con una muestra de pacientes.

Castillo M, Chevalier M, Calzado A y Valverde J.

010. Programa de cálculo de dosis al paciente en exámenes radiológicos sencillos.

Verde Velasco JM, Cons Pérez N, Gómez Llorente PL, Ramos Pacho JA, Gómez Llorente N, Delgado Aparicio JM, Pérez Álvarez ME, García Repiso S, Sáez Beltrán M y Montes Fuentes C.

011. Estabilidad del cae de un mamógrafo digital.

Fernández Lara AA, Ruíz Morales C, Buades Forner MJ y Tobarra BM.

012. Determinación de dosis a paciente en diferentes equipos de TC y evaluación con niveles de referencia internacionales.

Ruiz Morales C, Fernández Lara AA, Buades Forner MJ y Tobarra González BM

013. Método experimental para cálculo de dosis efectivas en Radiología Intervencionista.

Herraiz Lablanca MD, Díaz Romero F, Casares Magaz O, Garrido Bretón C, Catalán Acosta A y Hernández Armas J.

014. Medidas con un maniquí de la calidad de imagen en exámenes de TC coronario.

Martínez Rodríguez I, Chevalier del Río M, Alieva T y García Pinto D.

015. Primeros resultados de dosis a paciente en TC extraídas con un sistema automático de registro.

Miñambres Moro A, Fernández Letón P, García Ruíz-Zorrilla J, Pérez Moreno JM y Zucca Aparicio D.

016. Calibración de los indicadores del Producto Kerma-Área en los equipos de Radiodiagnóstico.

Ginjaume M¹, Järvinen H² y Turak O.

017. Dosis a paciente en tomosíntesis.

Miñambres Moro A, Fernández Letón P, García Ruíz-Zorrilla J, Pérez Moreno JM y Zucca Aparicio D.

018. Implicaciones del nuevo límite de dosis en cristalino en la Protección Radiológica Operacional en Intervencionismo

Roch González M, García Castañón P, Giner Sala M, Rodríguez Martín G y España López ML.

019. Valor de los índices de complejidad en la estimación del riesgo en procedimientos de Radiología Intervencionista.

Ruiz Cruces R, Vañó E, Hernández Armas J, Carrera Magariño F, Rosales F, Galán P, Soler MM, Pérez Martínez M, Sánchez Casanueva R, Moreno Sáiz C, Caudepon F, Díaz F, Gallego Beúter JJ, Martín-Palana A, Ruiz Muñoz-Canela JJ, Moreno Rodríguez F, González de Garay M, Canis M, López Medina A, Moreno Sánchez T y Pastor Vega JM.

020. Dosis poblacionales en España. Contribución del proyecto DOPOES a Dose DataMed 2.

Ruiz Cruces R, Cañete Hidalgo S, Pérez Martínez M, Pola A, Moreno S, Rodríguez M, Álvarez C y Gil M.

021. Elaboración de una aplicación para el control de la dosis impartida por equipos de Tomografía Computarizada (TC).

Torres Cabrera R, Agulla Otero M y Hernando González I

022. Control de calidad de imagen en mamografía. Influencia de la valoración subjetiva de la imagen de un objeto de prueba.

Hernández Concepción E, Garrido Bretón C, Batista Arce A, González López S, Catalán Acosta A y Hernández Armas J.

023. Simulación Monte Carlo de campos de radiación dispersa en Radiología Intervencionista.

Duch MA, Zaragoza FJ, Sempau J, Ginjaume M, Vañó E, Sánchez R y Fernández JM.

024. Mejora del contraste de microcalcificaciones en mamografías digitales mediante el empleo de filtros fractales direccionales.

Sánchez Montero R, Nuñez Martín L, Pifarre Martínez X, Pérez Arangüena R, Alpuente Hermosilla J, López Espí PL, Espinosa Esteban MM y Martínez Rojas JA.

025. Dosis en cristalino de Radiólogos Intervencionistas.

Hernandez E, Diaz F, Catalán A y Hernández J.

026. Control y seguimiento de las dosis a pacientes en un equipo de mamografía digital.

Agulla Otero M, Torres Cabrera R y Hernando González I.

027. Estimación de la dosis a pacientes en Radiología Convencional a partir de los datos obtenidos en los controles de calidad.

Parra Osorio V, Casado Villalón FJ, Ortega Cantos E, Navarro Guirado F, Moreno Sáiz C y Martín-Viera Cueto JA.

028. Optimización de la Dosis Absorbida en estudios de TC pediátricos según la metodología del Report N°204 de la AAPM.

Hernández Rodríguez J, Ariño Gil A, Mateos Salvador P, Rodríguez B y Font Gelabert JC.

029. Evaluación de la función de respuesta del detector digital en Radiología Convencional. Obtención de la función de referencia.

Ariño Gil A, Hernández Rodríguez J, Mateos Salvador P, Rodríguez López B y Font Gelabert JC.

030. Dosis a pacientes y a profesionales en Cardiología Intervencionista: Avances del grupo multicéntrico DOCCACI.

Sánchez RM, Vano E2, Fernández JM, Goicolea Ruigómez J, Pifarré X, Escaned J, Rovira JJ, García del Blanco B, Carrera F, Díaz JF, Ordiales JM, Nogales JM6, Hernández J, Bosa F, Rosales F, Sáez JR, Soler MM y Romero MA.

032. Puesta en marcha del control de calidad de monitores de diagnóstico.

Ramos Pacho JA, Gómez Llorente PL, Gómez Llorente N, ConsPérez N, Verde Velasco JM, Pérez Álvarez ME, Delgado Aparicio JM, García Repiso S, Montes Fuentes C y Martín Rincón C.

034. MYDOZE: aplicación web para gestión y optimización de dosis a pacientes en pruebas radiodiagnósticas.

Peinado Zamora AB, Laguna Lobato MA, Gil Agudo A y Zapata Jiménez JC.

035. Comparación de dosis y calidad de imagen en protocolos abdominales de TC utilizando alto y bajo kilovoltaje.

Mas Muñoz I, Alejo Luque L, Corredoira Silva E, Sánchez Muñoz FJ y Serrada A.

036. Herramienta para la verificación de parámetros geométricos y constancia de calidad de imagen en equipos de Radiodiagnóstico.

Mayo P, Verdú Martín G, Rodenas Escribá F, Marín Peinado B, Campayo Esteban Nogueira JM, Díez Domingo S, Villaescusa Blanca JI, Hernando González I, Ruiz Manzano P, Rivas Ballarín MA, Melchor Iñiguez M, Asensio Martínez MI.

037. Impacto de las publicaciones ICRP 117 y 120 en los métodos de protección operacional y niveles de dosis a paciente en procedimientos guiados por fluoroscopia.

Ramos Pacho JA, Verde Velasco JM, Gómez Llorente PL, Cons Pérez N, Gómez Llorente N, Pérez Álvarez ME, Delgado Aparicio JM, García Repiso S, Montes Fuentes C y Martín Rincón C.

038. Estudio sobre la metalización en tubos de RX de equipos fluoroscópicos.

Ramos Caballero LJ, Angulo Paín E, Iborra Oquendo MA y Seguro Fernández A.

039. Niveles de referencia en diagnóstico (NRD) para exploraciones en TC del Hospital Universitario Donostia.

Iriondo Igerabide U, Puértolas Hernández JR, Masso Odriozola A, Alonso Espinaco MT, Pino León C, Lozano Flores FJ y Larretxea Etxarri R.

040. Estudio de la protección de campos quirúrgicos estériles de Protección Radiológica en procedimientos intervencionistas de larga duración.

Soria Ruiz-Ogario L, Rodríguez Cobo C, Pifarré Martínez X, Barros Candelero JM, Fernández Lozano I, Castro Urda V y Toquero Ramos J.

041. Influencia de la modificación del protocolo interno de cambio de dosímetros en el control de la Dosimetría Personal.

Ruiz MA, Ramírez Ros JC, Lobato Muñoz M, Jódar López CA, Jérez Sainz MI, Pamos Ureña M, Carrasco Rodríguez JL.

042. Determinación de la Dosis Efectiva para los trabajadores del Servicio de Hemodinámica usando doble dosimetría.

Ruiz López MA, Lobato Muñoz M, Jódar López CA, Ramírez Ros JC, Jérez Sainz MI, Pamos Ureña M y Carrasco Rodríguez JL.

043. Detectabilidad de bajo contraste en TC. Comparación entre observadores humanos y un modelo de observador.

Hernández-Girón I, Geleijns J, Calzado A, Joemai RMS y Veldkamp WJH.

044. Calibración geométrica de un sistema Micro-CBCT.

Martínez I, Chevalier del Río M, Alieva T y García D.

045. Evaluación del control de calidad semanal de un mamógrafo digital.

Angulo Paín E, Ramos Caballero LJ, Ureña Llinares A, Iborra Oquendo MA, Quiñones Rodríguez LA, Castro Ramírez I, González Aquino P y Aguirre Huelga MJ

046. Gestión de la información dosimétrica en pacientes de Radiodiagnóstico en el HGU de Ciudad Real. Aplicación de plataforma informática “MYDOZE”

Gil Agudo A, Zapata Jiménez JC, Peinado Zamora AB, Laguna Lobato MA, Carrascosa Fernández CB, Arjona Gutiérrez J y Torres Donaire J.

047. Estimación de la Dosis Glandular Media en un equipo de tomosíntesis.

Núñez Martínez LMR, Sánchez Jiménez J y Pizarro Trigo F.

048. Desarrollo de un plug-in de ImageJ para el control de calidad de un escáner.

Otal Palacín A, Fuentemilla Urío N, Olasolo Alonso J, Martín Albina ML, Miquélez Alonso S, Lozares Cordero S, Pellejero Pellejero S, Mañeru Cámara F, Rubio Arroniz A y Soto Prados P.

049. Cálculo de dosis en maniqués antropomórficos ICRP 110 mediante simulación de protocolos generales para un equipo de TC de 320 secciones.

Cros Torrents M, Geleijns J y Salvadó Artells M.

050. Comparación entre los indicadores dosimétricos dados por equipos y los estimados mediante Dosimetría TLD en los mamógrafos del Hospital Universitario 12 de Octubre.

Rot San Juan MJ, Martínez Gómez LC, Gilarranz Moreno R, Milanés Gaillet AI, Adaimi Hernández P y Delgado Rodríguez JM.

051. Uso de Dosewatch como herramienta para la optimización de la Dosis en TCHMC.

Ambroa Rey EM, Vázquez Vázquez R, Giménez Insúa M, Sánchez García M, Otero Martínez C, Luna Vega V, Mosquera Sueiro J, Lobato Busto R y Pombar Cameán M

052. Uso de nuevos complementos de Image J para el control de calidad de sistemas CR y DR.

Olasolo Alonso J, Miquélez Alonso S, Otal Palacín A, Fuentemilla Urío N, Martín Albina ML, Pellejero Pellejero S, Mañeru Cámara F, Lozares Cordero S, Rubio Arroniz A y Soto Prados P.

053. Descripción y estimación dosimétrica de la mamografía espectral con realce de contraste - Hospital Universitario Virgen de Valme.

Rodríguez Castillo M, Almansa López J, Román Collado JR, Rubio Rubio F, Escobar Casas P y Aznar Méndez R.

054. Influencia de la técnica de exploración en la calidad diagnóstica de la mamografía con CR.

Rivas Ballarín MA, Ruiz Manzano P, Ortega Pardina P, Laliena Bielsa V, Calvo Carrillo S, García Romero A y Millán Cebrián E.

055. Estudio de dosimetría TC en craneo para pacientes pediátricos.

Ramos Amores D, Serna Berná A, Mata Colodro F y Puchades Puchades V.

056. Evaluaciones dosimétricas en TC multicorte de tórax y abdomen en pediatría.

Giner Sala M, Roch González M, Rodríguez Martín

ESTERILIZACIÓN DE LOS DOSÍMETROS TLD CON OXIDO DE ETILENO (EtO)

Lacruz Bassols M¹, Muñoz J², Gómez Fernández M³, Baró Casanovas J⁴, Morales Cabrera V³, Ferrer Gil R¹, Pera Cegarra O⁵, Fernández Velilla E⁵ y Quera Jordana J⁵

¹Protección Radiológica. Hospital de la Esperanza. Barcelona.

²Centro de Dosimetría S.L. Barcelona.

³Área Quirúrgica y Esterilización. Hospital de la Esperanza. Barcelona.

⁴ACPRO S.L. Barcelona.

⁵Radiofísica. Hospital de la Esperanza. Barcelona.

Correspondencia: mlacruz@parcdesalutmar.cat

Palabras clave: Dosimetría extremidades. Esterilización. Radiología Intervencionista.

Introducción y objetivos

Las prácticas intervencionistas que se desarrollan mediante procedimientos mínimamente invasivos con el empleo de radiación ionizante, requieren un control exhaustivo de la dosis recibida por los profesionales. En muchos casos, las manos del especialista están cercanas al haz principal de radiación o incluso llegan a introducirse en él. Debido a que el uso de guantes plomados no es un hábito generalizado, fundamentalmente debido a la pérdida de sensibilidad que implica, se hace más imprescindible el uso de dosimetría de extremidades. El principal problema reside en cómo esterilizar estos dosímetros para poder utilizarlos en un ambiente aséptico como es un quirófano. Dadas las características del material termoluminiscente no puede realizarse la esterilización por temperatura. En este trabajo se estudia la posibilidad de esterilización mediante el uso de óxido de etileno.

Material y métodos

En el Centro de Dosimetría S.L. se han irradiado (⁹⁰Sr) mediante el sistema de “barrido”, 6 dosímetros TLD (calibrados en condiciones de dosis para extremidades) con 3 exposiciones distintas. Posteriormente han sido esterilizados cuatro veces a lo largo de un mes, con óxido de etileno a distinta temperatura, 37°C y 55°C. El EtO es altamente tóxico por lo que es imprescindible utilizar los EPIS adecuados para evitar cualquier contacto ya sea por inhalación o vía dérmica. Para su esterilización, los dosímetros envueltos en un material poroso, se introducen en una cámara sellada (esterilizador Steri-Vac 4XL) conjuntamente a la monodosis (100 gr) de EtO donde tiene lugar la reacción de alquilación de inhabilitación celular. El control biológico para la asepsia total se obtiene a través de un bacilo inoculado con esporas. La duración del proceso depende de la temperatura utilizada siendo para 37°C esterilización: 255 minutos y tiempo de aireado: 36 horas y para 55°C esterilización: 62 minutos y 12 horas de aireado.

Resultados y discusión

Exposición (barridos)	Exposición mSv	Temperatura de ester. (C)	Razón lectura/control (%)
1	0,23	37°	100
		55°	92
5	0.15	37°	97
		55°	89
10	2.29	37°	97
		55°	90

Conclusiones

De los resultados expuestos se deduce que la pérdida de información dosimétrica puede llegar a un 10% en el caso de 55°C mientras que es sólo de un 3% para 37°C, por que se recomienda realizar la esterilización a la mínima temperatura.

CONTROLES SEMANALES EN MAMOGRAFÍA DIGITAL: EXPERIENCIA DE 2 AÑOS

Ruiz Manzano P, Rivas Ballarín MA, Ortega Pardina P, Villa Gazulla D, Laliena Bielsa V, García Romero A y Hernández Vitoria A

Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza.

Correspondencia: pruzim@salud.aragon.es

Palabras clave: Mamografía digital. Control de calidad semanal.

Introducción y objetivos

En este trabajo se muestran y analizan los resultados obtenidos en los controles semanales de dos sistemas de mamografía digital durante los dos últimos años.

Material y métodos

Durante dos años se han realizado los controles semanales de dos sistemas de mamografía digital. Los sistemas son un DR directo (Fuji Amulet) y CR de Fuji con equipo de RX GE Senographe DMR. Semanalmente se han evaluado las pruebas del protocolo: MD017 (Prueba semanal de la constancia del funcionamiento del CAE), MD025 (constancia en la uniformidad de la imagen), MD027 (artefactos en los CR), MD028 (artefactos y verificación de elementos defectuosos del detector sin corregir en los DR) y MD031 (constancia de la calidad de imagen). Se ha usado un maniquí rectangular de PMMA de 4,5 cm y el test de calidad de imagen TOR MAX. Las imágenes del maniquí de PMMA se han obtenido como imágenes originales (Raw Data) y las del test de calidad de imagen se han procesado con el protocolo de mama craneocaudal. El análisis de las imágenes se ha realizado con el programa ImageJ y las macros creadas a tal efecto desde el Sº de Física y P.R. del HCU Lozano Blesa de Zaragoza.

Resultados y discusión

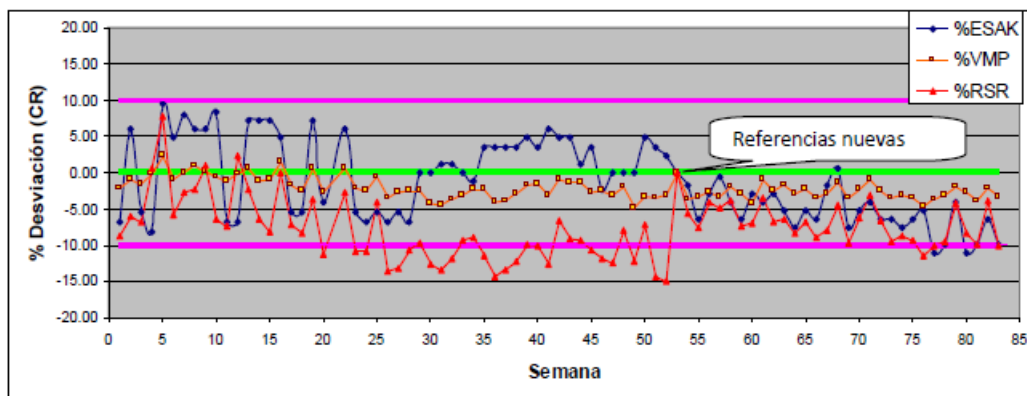
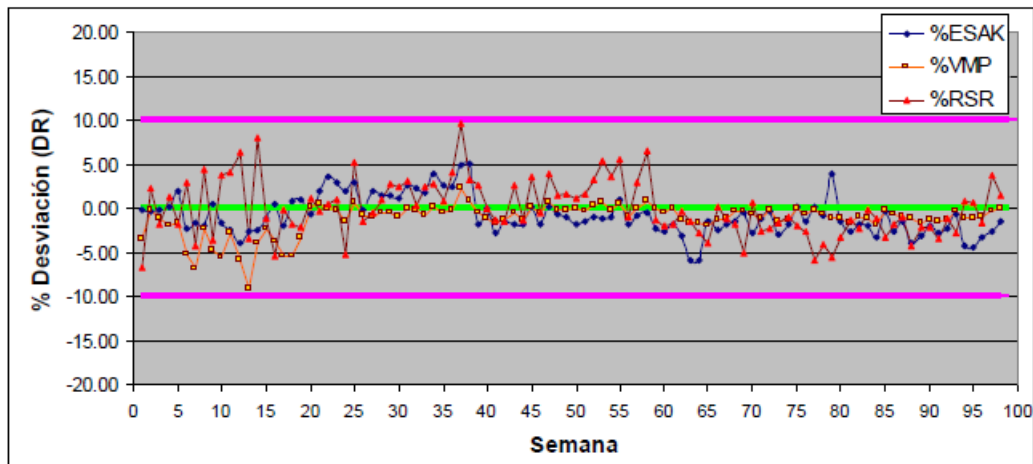
Se muestran en gráficas las desviaciones del kerma en aire en la superficie de entrada de la mama (ESAK), del valor medio de píxel (VMP) y de la relación señal ruido (RSR) de la prueba MD017 para los dos equipos. Estos valores se hallan dentro de tolerancias durante los dos años para el equipo con DR (Fuji Amulet: 29 kVp, W-Rh, 3,12 mGy, 2133 como VMP y 371 como RSR) pero en el caso del equipo con CR de Fuji (GE Senographe DMR) se observan desviaciones fuera de las tolerancias en el ESAK (máxima 11% frente al límite del 10%) y en la RSR (máxima 15% el primer año y máxima 11% el segundo año frente al límite del 10%), manteniéndose dentro de tolerancias el VMP. Este equipo presentaba variaciones en la técnica seleccionada automáticamente cuando se usaba el mismo espesor de PMMA (unas veces daba 27 kVp y otras 26 kVp), tras varias intervenciones de la empresa de mantenimiento se estabilizó en junio de 2012 (en 26 kVp con Mo-Mo). En esa fecha se tomaron valores de referencia nuevos pasando de 6,26 mGy, 492,8 como VMP y 144,3 como RSR a 6,66 mGy, 488 como VMP y 134,7 como RSR. En esa fecha también se revisó el ajuste del lector CR y se cambiaron los IPs. Tras solucionar este aspecto, aún se detectan desviaciones superiores a los límites del ESAK y de la RSR (11% frente al límite del 10% en ambos casos) indicando que el equipo de RX no tiene una respuesta repetible en el valor de mAs. La uniformidad del sistema DR se evaluó a través del VMP y la RSR de 5 ROIs (2 cm x 2 cm) colocadas en el centro y en las cuatro esquinas a 2 cm de los márgenes laterales y posterior y a 0, 1 o 2 mm de pared costal. La máxima desviación en VMP encontrada ha sido 2,2 % (frente al límite del 10%). La máxima desviación de la RSR evaluada con las ROIs a 0 cm de pared costal ha sido del 35%, pero durante el primer año y medio se mantuvo entre el 10 % y el 20%. En los últimos 6 meses, ha aparecido un pequeño artefacto en una zona entre 0 y 2 mm de pared costal que ha dado lugar a un aumento del ruido en una de las ROIs próximas a pared costal haciendo que la desviación de la RSR aumente. Casi todas las semanas aparecen pequeños artefactos en torno a unos 10 píxeles, siempre en zonas diferentes, que se hacen visibles sólo cuando se observa la imagen en la estación de trabajo seleccionando una anchura de ventana de aproximadamente el 10% del valor medio de píxel. La uniformidad en el sistema con CR se evaluó a través del VMP y la RSR de 3 ROIs (2 cm x 2 cm) a 6 cm de pared costal colocadas una en el centro y las otras a 8 cm de ésta. La máxima desviación en VMP encontrada ha sido 3,1 % (frente al límite del 10%). La máxima desviación de la RSR ha sido del 24% siendo su valor medio del 13%. Muchas semanas aparecen artefactos debidos fundamentalmente a motas de polvo en los IPs. Respecto a la calidad de imagen, no se han encontrado diferencias significativas respecto a los valores iniciales de la resolución de alto y bajo contraste, de la sensibilidad de contraste ni de los detalles de 0,5 mm y 0,25 mm.

Conclusiones

Tras dos años de controles semanales en los sistemas de mamografía digital se ha observado que en el sistema DR apenas hay variaciones en los parámetros medidos, manteniéndose todos dentro de las tolerancias establecidas aunque, a veces, aparecen pequeños artefactos. En el sistema CR, la calidad de imagen y la uniformidad están dentro las tolerancias establecidas pero se han encontrado desviaciones por encima de las tolerancias en la constancia del CAE para el ESAK y para la RSR (el VMP está dentro de tolerancias siempre) debido a la falta de constancia del propio equipo de RX (variaciones en la técnica seleccionada automáticamente y no repetibilidad de los mAs). A la vista de los resultados, nos parece que estas pruebas podrían tener una frecuencia mensual o trimestral.

Bibliografía

Protocolo Español de control de calidad en Radiodiagnóstico. Revisión 2011. SEFM-SEPR-SERAM.



RESULTADOS DE LAS VERIFICACIONES DEL CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN EN EQUIPOS DE RX CON SISTEMAS CR

Ruiz Manzano P, Rivas Ballarín MA, Ortega Pardina P, Villa Gazulla D, Calvo Carrillo S, Canellas Anoz M y Millán Cebrián E

Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza.

Correspondencia: pruzim@salud.aragon.es

Palabras clave: Radiografía computarizada, control de calidad. CAE.

Introducción y objetivos

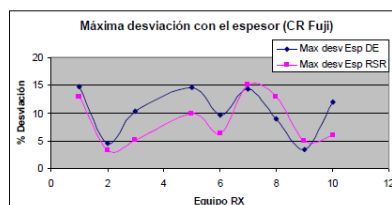
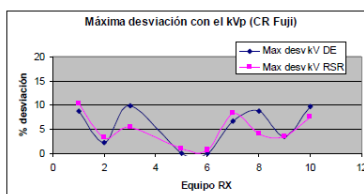
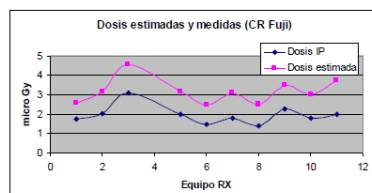
Tras la entrada en vigor, en 2012, del nuevo protocolo Español de control de calidad en radiodiagnóstico se muestran y analizan los resultados obtenidos tras la verificación del control automático de exposición (CAE) en sistemas de radiografía computarizada (CR).

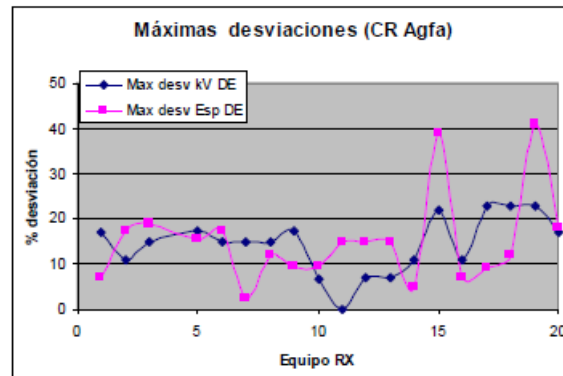
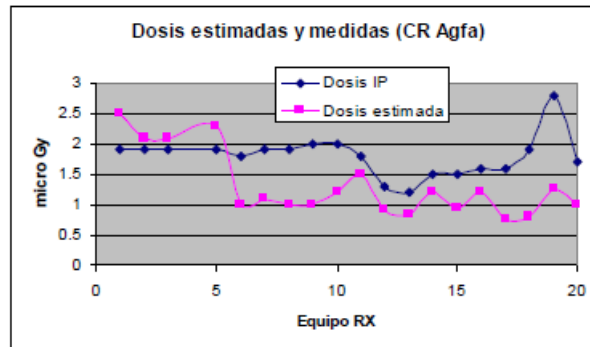
Material y métodos

Durante 2012 se ha verificado el ajuste del CAE de 31 equipos de RX con sistemas de CR. 11 pertenecientes al HCU Lozano Blesa de Zaragoza con lectores Fuji y 20 de otros 5 centros de Aragón con lectores Agfa. Se comprobó la correcta calibración del indicador de dosis del detector de los lectores Fuji y sólo se pudo verificar la correcta calibración los lectores Agfa de uno de los otros centros. Se siguió la metodología descrita en el Protocolo Español de control de calidad en Radiodiagnóstico-revisión 2011- (PECCRD). Se midió la Dosis que llega al IP (DIP) para el paciente de 20 cm de PMMA a 80 kVp, se obtuvo la dosis en el receptor de imagen estimada a través del índice de exposición del sistema (DE) y las desviaciones de este parámetro al variar la tensión y al variar el espesor del paciente.

Resultados y discusión

Se muestran los valores de DIP y DE para cada equipo y para cada tipo de CR. En los equipos con CR de Fuji las DIP varían entre 1,4 y 2,3 micro Gy y las DE entre 2,5 y 4,6 micro Gy. La DE es entre 1,4 y 1,9 (promedio 1,6) veces la DIP. Hay que tener en cuenta que cada equipo de RX tiene asociado un lector diferente de CR y que, aunque los lectores están dentro de las tolerancias establecidas en relación a su sensibilidad, calibración del indicador de dosis del detector y especificaciones del fabricante, existen diferencias de sensibilidad y calibración del indicador entre ellos. En los equipos con CR de Agfa las DIP varían entre 1,5 y 2 micro Gy y las DE entre 0,8 y 2,5 micro Gy. La DE es entre 0,5 y 0,8 (promedio 0,6) veces la DIP en 4 centros (en uno de ellos se verificó la correcta calibración de los lectores) y entre 1,1 y 1,3 (promedio 1,2) veces la DIP en el centro restante. Esta diferencia nos indica que los lectores de este último centro no están correctamente calibrados. Se muestran también las máximas desviaciones obtenidas en la compensación para diferentes tensiones y espesores. En los equipos con CR de Fuji las desviaciones máximas en DE son siempre inferiores al límite de 20% y las de DIP siempre son inferiores al límite de 15%. En los equipos con CR de Agfa sólo se han obtenido las desviaciones máximas en DE y se encontraron 4 equipos fuera de tolerancia en la compensación de tensiones y 2 equipos fuera de tolerancias en la compensación de espesores. Tras avisar a la empresa de venta y asistencia técnica (EVAT) se verificó en uno de los equipos que, tras su ajuste, las nuevas desviaciones máximas de la compensación en tensiones y espesores eran inferiores al límite de 20% (2,3 % en compensación para tensiones y 7% para espesores).





Conclusiones

Tras la entrada en vigor del nuevo protocolo Español de control de calidad en radiodiagnóstico la compensación para tensiones y espesores del CAE en sistemas CR se encuentra dentro de tolerancias en la mayoría de los casos. Las EVAT son capaces de ajustar los sistemas para que los equipos que están fuera de tolerancias puedan cumplir con los requisitos del PECCRD. Los CAEs de los 6 centros controlados están ajustados de forma que las dosis que llega a los IPs están entre 1,4 y 2,3 micro Gy en todos los casos.

Bibliografía

Protocolo Español de control de calidad en Radiodiagnóstico. Revisión 2011. SEFM-SEPR-SERAM.

IMPACTO DEL ALGORITMO DE RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA ASIR EN EL CTDI DE LOS ESTUDIOS EN TCHMC

Ambroa Rey EM, Vázquez Vázquez R, Giménez Insúa M, Sánchez García M, Otero Martínez C, Luna Vega V, Mosquera Sueiro J, Lobato Busto R y Pombar Cameán M

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela (CHUS). Santiago de Compostela.

Correspondencia: eva.ambroa@gmail.com

Palabras clave: Reducción de dosis. TCHMC. CTDI. ASIR. Optimización de protocolos.

Introducción y objetivos

Durante los últimos años el uso del TC para diagnóstico médico ha aumentado de forma considerable y con ello también la preocupación por el aumento de la dosis a la población. Esto ha propiciado que se hayan desarrollado nuevas técnicas de reconstrucción de imagen que permiten conseguir la misma calidad de imagen con una reducción considerable de la dosis al paciente. El objetivo de este trabajo es hacer una comparación de la dosis en los 10 protocolos más usados en nuestro centro, antes y después de la puesta en marcha del software ASIR [1] (Adaptive statistical iterative reconstruction).

Material y métodos

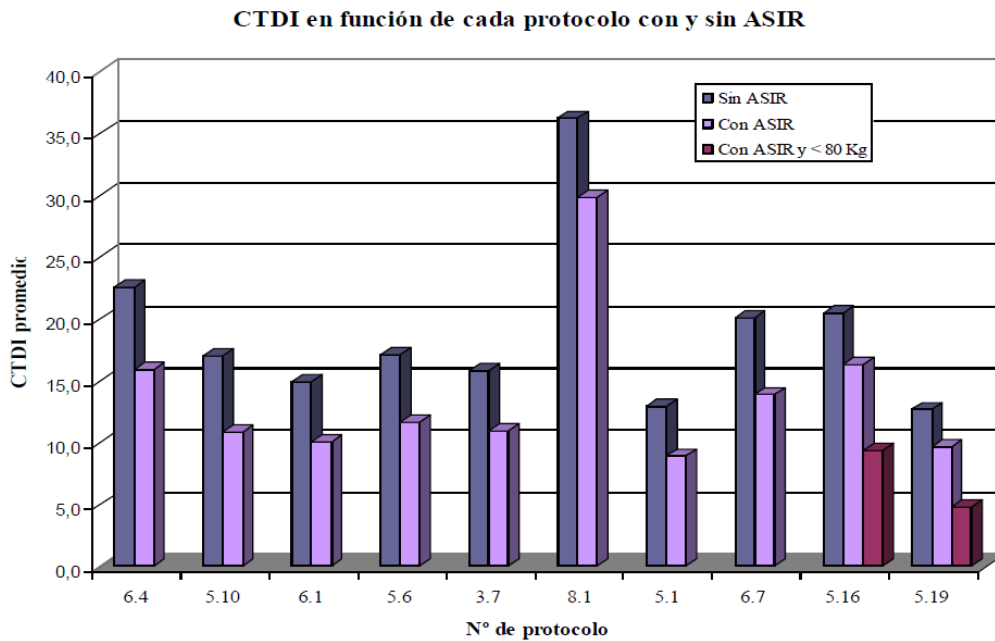
Todos los estudios fueron realizados en un TC multidetector de 64 cortes (LightSpeed VCT XT, General Electric Healthcare, Milwaukee, WI, USA). Como indicador de dosis al paciente, se escogió el CTDI, ya que permite la comparación de la dosis en función del protocolo, independientemente de la longitud de la exploración. Se seleccionan los diez protocolos más utilizados y se analizan 8378 estudios, con fechas comprendidas entre el 1 de Octubre de 2010 y el 12 de Abril de 2012. El ASIR comienza a utilizarse el 19 de Junio de 2011. Mediante un software propio [2], se extrae información del PACS que permite el cálculo del CTDI de cada estudio, haciendo un promedio por protocolos. Estos promedios se comparan con los niveles de referencia en radiodiagnóstico de la guía europea [3] y con los del Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire de Francia.

Resultados y discusión

En todos los protocolos estudiados, el nivel de reducción de dosis fijado a priori estaba comprendido entre el 30-40%. La mayor parte de éstos presentan una reducción en el CTDI del 30%, estando todos ellos por debajo de los niveles de referencia de la guía europea para TC multicorte y también por debajo de los límites indicados por el Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire de Francia. La reducción máxima de dosis que se obtuvo fue de un 36,2% correspondiente al protocolo 5.10 Tórax/abdomen/pelvis bifásico rutina, y la mínima fue de 17,7% para el protocolo 8.1 Pelvis/caderas (ver tabla y gráfico adjunto).

Nº casos	Protocolo	CTDI sin ASIR (mGy)	CTDI con ASIR (mGy)	Reducción CTDI (%)	Niveles referencia (mGy)
2308	6.4 Abdomen Bifásico Rutina	22,5	15,9	29,5	30
1330	5.10 Tórax/Abdomen/Pelvis Bifásico Rutina	17,0	10,9	36,2	40
1119	6.1 Abdomen/Pelvis Rutina	14,9	10,1	32,5	17
1076	5.6 Tórax/Abdomen/Pelvis Rutina	17,1	11,6	32,0	20
806	3.7 Cuello/Tórax/Abdomen/Pelvis Rutina	15,8	11,0	30,6	-
708	8.1 Pelvis/Caderas	36,2	29,8	17,7	-
277	5.1 Tórax rutina	13,0	8,9	31,3	15
233	6.7 Abdomen Trifásico Rutina	20,1	13,9	30,8	45
128	5.16 Angio TC Tórax*	20,5	-	-	-
109	5.14 Angio TC Tórax <80 Kg*	-	9,4	41,0	-
71	5.15 Angio TC Tórax >80 Kg*	-	16,3	-	-
134	5.19 SnapShot Pulse 30-65 BPM *	12,7	-	-	-
42	5.17 SnapShot Pulse 30-65 BPM <80 Kg*	-	4,8	44,1	-
37	5.18 SnapShot Pulse 30-65 BPM >80 Kg*	-	9,7	-	-

*No se tienen en cuenta para el cómputo del CTDI máximo, debido al desdoblamiento de protocolos después de la puesta en marcha del ASIR.



Conclusiones

La puesta en marcha de la técnica ASIR ha supuesto una reducción promedio del 33% en la dosis de la gran mayoría de los protocolos utilizados en nuestro centro. Gracias al amplio tamaño de la muestra, podemos asumir que no hay diferencias significativas, en peso e IMC, entre el grupo de pacientes explorados con y sin ASIR. En consecuencia la reducción de dosis observada es debida fundamentalmente al impacto de la utilización de ASIR, y en menor medida al trabajo de optimización de protocolos realizado durante estos meses de forma conjunta entre los servicios de Radiofísica Hospitalaria y Radiodiagnóstico.

Bibliografía

- [1] Silva A, Lawder H, Hara A, Kujak J, Pavlicek W. Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. AJR 2010; 194:191-199.
- [2] Sánchez M, Pombar M, Lobato R, Luna V. Automated effective dose estimation in CT. Radiation Protection Dosimetry 2009;1-7
- [3] European Guidelines for Multislice Computed Tomography. Funded by the European Commission. Contract Lumber FIGM-CT2000-20078-CT-TIP (Marzo 2004).

SISTEMA AUTOMATIZADO PARA GENERACIÓN DE INFORMES DE DOSIS A PACIENTE EN RADIOLOGÍA DIGITAL

Collado Chamorro P, Sanz Freire CJ, Martínez Mirallas O, Tejada San Juan S y López de Gamarra MS

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. CIBIR. Logroño.

Correspondencia: csanz@riojasalud.es

Palabras clave: Dosimetría en radiodiagnóstico. Informes de dosis. Radiología digital. DICOM.

Introducción y objetivos

Según está establecido en la legislación referente a instalaciones de rayos X con fines de diagnóstico médico, es necesario disponer de procedimientos para la evaluación, con una periodicidad mínima anual, de los indicadores de dosis en pacientes en las prácticas más frecuentes [1]. Por otra parte los sistemas de radiología digitales se han ido implantando cada vez más en los últimos años. Estos sistemas permiten la transferencia y tratamiento automáticos de las imágenes adquiridas, así como de los parámetros empleados en la adquisición de las mismas. El formato de imagen más ampliamente utilizado en imagen médica es el estándar DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine). Dentro de los archivos almacenados en dicho formato existe una serie de campos en los que se encuentran reflejados los parámetros de adquisición de cada imagen. Por tanto es posible, accediendo a dichos campos, realizar un cálculo de la dosis impartida al paciente. Así mismo, puesto que es posible realizar un tratamiento informático de dichos datos, es posible la generación automática de informes dosimétricos. El objetivo del presente trabajo es el desarrollo de un procedimiento para la generación de dichos informes, basándose en software de análisis de imagen de libre distribución.

Material y métodos

Para el desarrollo de dicho procedimiento se ha empleado el software de procesado de imagen ImageJ v1.46r. Junto con este software, se ha empleado el plugin Query Dicom Header (Duke University Medical Center, Department of Radiology). Así mismo se ha desarrollado una macro que accede a los parámetros de adquisición, a través de los campos DICOM 0018,0060 (kVp), 0018,1153 (HAs), 0018,1110 (distancia foco – receptor de imagen (mm)) [2], así como al tipo de estudio realizado, al producto dosis – área y al número de serie del receptor de imagen. Esta macro también admite como parámetros de entrada la marca y modelo del equipo de Rayos X, la sala y la instalación dónde se encuentra el mismo y la fecha en la que se toman los datos. Con los datos obtenidos a partir de los campos DICOM, la macro realiza el cálculo de la dosis de entrada en piel a partir de los rendimientos del equipo. El número de serie del detector de imagen es empleado para verificar que todos los estudios que se incluyen en el informe pertenecen al mismo equipo.

Resultados y discusión

A partir de los datos obtenidos, esta macro genera un archivo de texto, en el que se encuentran los parámetros de adquisición de cada una de las imágenes analizadas, así como los resultados de la dosis de entrada en piel calculada por rendimientos. En dicho archivo también se incluyen los datos administrativos del equipo, el tipo de examen realizado y la dosis promedio para el tipo de exploración al que corresponden las imágenes analizadas. También se incluye la dosis de referencia para el tipo de estudio analizado y una advertencia cuando la dosis promedio supera el nivel establecido.

Conclusiones

Se ha desarrollado un procedimiento automatizado para la generación de informes de dosis a pacientes en radiodiagnóstico. Este procedimiento permite ahorrar el tiempo necesario de toma de los datos empleados para calcular la dosis a pacientes por rendimientos. Así mismo permite ahorrar el tiempo empleado en la transcripción de estos datos para la realización de los cálculos necesarios. Este sistema ha sido desarrollado empleando software de libre distribución. Se debe aprovechar las características de los sistemas de radiología digital para la automatización de procedimientos, en particular, el de registro de dosis a paciente. Este procedimiento está validado y actualmente en uso en nuestra institución.

Bibliografía

[1] REAL DECRETO 1976/1999 de 23 de Diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico.

[2] Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Part 6: Data Dictionary. National Electrical Manufacturers Association (2011).

CARACTERIZACIÓN DE DOSIS EN UN TC DE 64 DETECTORES UTILIZADO EN PEDIATRÍA. EVALUACIÓN DE LOS EFECTOS DEL “OVERBEAMING” Y “OVERRANGING”

García Castañón P¹, Roch González M², Rodríguez Martín G², España López ML¹ y Giner Sala M¹

¹ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario La Princesa. Madrid.

² Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario La Princesa. Madrid.

Correspondencia: pgcastanon@salud.madrid.org

Palabras clave: TC multicorte, Overbeaming, Overranging.

Introducción y objetivos

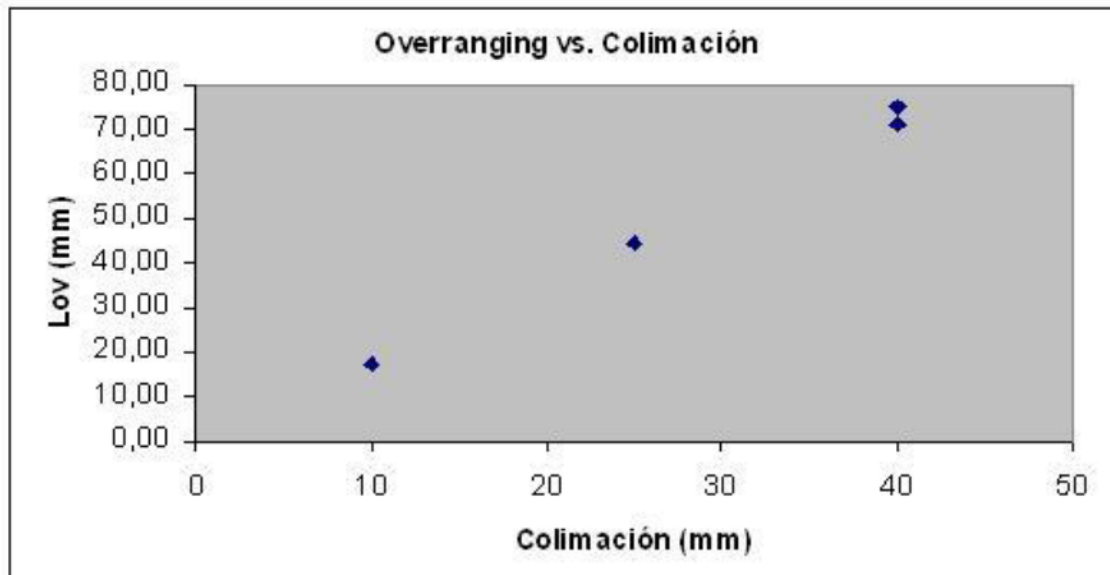
Para poder acometer los procesos de optimización de dosis es necesario disponer de estimaciones dosimétricas en los diferentes protocolos utilizados. Para ello no basta con disponer de los datos de la técnica utilizada y las características del paciente, sino que también es necesario caracterizar algunos efectos que pueden implicar un incremento en la dosis recibida por el paciente, como son el “overbeaming” y el “overranging”. Estos efectos varían entre los distintos equipos disponibles en el mercado, ya que son inherentes a las propias características del equipo tales como el algoritmo de reconstrucción, por lo que no pueden ser evitados o reducidos por el usuario. La combinación de ambos efectos en un TCMC de 64 detectores puede originar incrementos significativos de dosis al paciente, además de la irradiación de órganos críticos que no son objeto del estudio, siendo esto especialmente importante en el caso del paciente pediátrico. El objetivo de este estudio es evaluar la contribución de los efectos “overbeaming” y “overranging” a la dosis recibida por el paciente en un TC multicorte con 64 detectores, instalado en un hospital infantil, para los distintos modos de adquisición disponibles, con el fin de evaluar la idoneidad de los protocolos predefinidos para pediatría y evaluar más exactamente la dosis recibida.

Material y métodos

El estudio ha sido realizado en un TC marca Philips, modelo Brilliance 64, instalado en un hospital pediátrico. El equipo cuenta con 64 detectores y varios modos de adquisición, desde 16 hasta 64 cortes. De cara a garantizar que los protocolos instalados para pediatría proporcionen una dosis mínima con una calidad de imagen apta para el diagnóstico, se han estudiado los efectos del “overbeaming” y el “overranging” para dichos modos de operación. Para la evaluación del “overbeaming” se ha utilizado un electrómetro modelo Barracuda, conectado a una sonda de estado sólido, modelo CT Dose Profiler específica para TC. Las medidas han sido realizadas en aire en el isocentro, con la sonda fija en dicho punto; los resultados obtenidos han sido expresados en términos de la eficiencia geométrica del haz. El “overranging” ha sido evaluado utilizando el mismo sistema de medida, pero en este caso la sonda ha sido fijada a la mesa del equipo, de manera que se mueva con ella. Se ha determinado la dosis acumulada para distintas longitudes de imagen planificadas y a partir de los datos obtenidos se ha extrapolado la dosis recibida a una exploración sin longitud planificada, la cual se corresponde con la longitud de “overranging”.

Resultados y discusión

Tal y como era previsible esperar, el “overranging” aumenta de manera lineal con la colimación seleccionada, manteniendo fijos el pitch (aprox. 1) y espesor de corte (5 mm), de modo que para 16x0,625 mm (10 mm de colimación), este parámetro está entorno a 17 mm extra irradiados por rotación y para 64x0,625 mm (40 mm de colimación) alcanza hasta 75 mm extra por rotación. Este parámetro aumenta también con el pitch, aunque no de manera lineal y de manera menos pronunciada que con la colimación. Por otro lado, se ha comprobado que el “overbeaming” varía de manera inversa al “overranging”, con un valor máximo para la colimación más pequeña seleccionable, 10 mm, en la cual aproximadamente el 45% de la radiación no contribuye a la formación de la imagen, es decir, la eficiencia geométrica de dicho haz está entorno al 55%. En el otro extremo se encuentra la colimación de 40 mm, en la cual el “overbeaming” no llega al 15% de la radiación total impartida en una rotación. Se ha analizado el efecto conjunto de estas dos variables sobre el producto dosis longitud (DLP) en una exposición de longitud planificada 15 cm (similar a la programada para cráneo) y en otra de 30 cm (similar a la programada para un tórax pediátrico). En ambos casos el paciente recibe una dosis menor si se utiliza la colimación de 64 cortes (40 mm), siendo más notable el ahorro de dosis para la longitud de 30 cm, en el cual llega al 19%. Para 15 cm el ahorro en DLP conseguido es del 8%, sin embargo no parece lógico utilizar dicha colimación en una longitud tan pequeña, puesto que se irradiarían aproximadamente 3,5 cm extra al principio y al final del volumen planificado (aumento del 50% en longitud irradiada), con la posible irradiación de órganos críticos.



Conclusiones

De acuerdo a los resultados obtenidos, los efectos estudiados no suponen una desventaja para los TCMC de 64 detectores frente a los equipos con menor número de detectores en pediatría, sino que en general suponen un ahorro de dosis para el paciente. La combinación de los efectos “overbeaming” y “overranging” en el equipo objeto del estudio no han implicado una modificación de los protocolos actualmente en uso para el paciente pediátrico en la instalación, estando las dosis optimizadas para cada exploración y edad del paciente.

Bibliografía

- [1] Schilham et al, Overranging at multisection CT: An Underestimated Source of Excess Radiation Exposure. Radiographics, 2010.
- [2] Van der Molen, A.J., Geleijns, J., Overranging in Multisection CT: Quantification and relative Contribution to Dose--Comparison of four 16-Section CT Scanners. RSAN, 2006.
- [3] Nagel, H.D., Significance of overbeaming and overranging effects of single and multi-slice CT scanners. Proc. 14th International Conference of Medical Physics, Nuremberg. 2005.

PROCEDIMIENTO PROPUESTO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS PARA VERIFICAR EL INDICADOR DEL PRODUCTO DOSIS-ÁREA EN EQUIPOS DE RADIOLOGÍA

García Marcos R, Gallego Franco P, Sierra Díaz F, González Ruíz C, Rodríguez Checa M, Brasa Estévez M y Gómez Calvar R

Servicio de Dosimetría y Radioprotección. Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid.

Correspondencia: rocio.garcia.marcos@gmail.com

Palabras clave: Producto Dosis-Área. PDA. Efecto talón. Radiología intervencionista. Cámara de transmisión.

Introducción y objetivos

El producto dosis área (PDA), magnitud dosimétrica que engloba la dosis absorbida en aire y el área irradiada, es importante sobre todo en las pruebas que implican altas dosis a pacientes como los procedimientos de radiología intervencionista, ya que con frecuencia es un buen estimador del riesgo radiológico asociado a ellos, y la extensión de su conocimiento permitiría establecer indicadores de dosis de referencia [1]. El objetivo de éste trabajo es establecer un procedimiento para verificar el valor del PDA que muestran ciertos equipos de radiodiagnóstico, con un método alternativo al uso de cámaras de transmisión externas.

Material y métodos

Se ha utilizado el conjunto cámara plana Radcal 10x5 60 E – electrómetro Radcal 9015 para el cálculo de la dosis absorbida; planchas de poliespan para evitar la retrodispersión de la mesa; un chasis CR para conocer el área irradiada; y una cámara tipo dedal Radcal 10x5-6 (3cc) para valorar el factor de corrección debido a la inhomogeneidad del campo, en especial al efecto talón. El método consiste en calcular el PDA como el producto de la dosis medida con la cámara Radcal y el área irradiada, deducida a partir de la imagen del campo de radiación recogido en el CR. Este producto se corrige por el factor campo, que considera la falta de uniformidad, obtenido mediante el ajuste de las lecturas normalizadas de dosis a polinomios de segundo grado, en las direcciones ánodo-cátodo y perpendicular a ella, y su posterior integración. Como resultado tenemos un valor del PDA que se comparará con el mostrado por el equipo, verificando si se cumple la tolerancia establecida en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico ($CV < 20\%$) [2], [3].

Resultados y discusión

En la implantación del procedimiento descrito, se han encontrado los siguientes problemas para el cálculo del PDA y la estimación del correspondiente coeficiente de variación:

1. Aproximación del área del haz de radiación: debido al efecto de la colimación, el campo irradiado adopta con frecuencia formas irregulares; según la figura geométrica concreta a la que se aproxime para determinar el área irradiada, el coeficiente de variación del PDA, puede estar dentro o fuera de las tolerancias establecidas.
2. Precisión del PDA del equipo: en ocasiones, debido a la poca precisión intrínseca del indicador del PDA del equipo de rayos X, en función de la última cifra significativa mostrada, se produce un redondeo o truncado de dicho valor que puede hacer que el coeficiente de variación quede por encima de las tolerancias.
3. Variaciones del CV al modificar el kilovoltaje, en función de que el equipo proporcione el valor del PDA mediante métodos de aproximación o mediante una cámara de transmisión incorporada.

Se han analizado diferentes equipos que proporcionan el valor del producto dosis-área: equipos telemandados, de radiología general, hemodinámica y vasculares. El CV obtenido para los equipos convencionales de radiología general es del orden del 70%, por lo que éste parámetro no ofrece un valor fiable en éste tipo de equipos. Este hecho no es tan importante debido a que se usan para exploraciones simples, con pocas proyecciones y sin fluoroscopia, y el riesgo radiológico se puede caracterizar bien mediante la dosis en la superficie de entrada (DSE). Sin embargo, para los equipos de hemodinámica, radiología vascular y telemandados, donde el PDA adquiere gran importancia, se han obtenido valores dentro de las tolerancias.

Conclusiones

La comprobación del indicador del PDA de los equipos es un aspecto importante, ya que una progresiva concienciación está fomentando su uso por el especialista médico como indicador del riesgo en procedimientos complejos con pacientes concretos. Para optimizar la exactitud del procedimiento descrito, se debería conocer la respuesta de las cámaras que incorpora el equipo respecto de la geometría concreta del campo irradiado o, en el caso de que el equipo ofrezca el valor del PDA sin disponer de cámara, la forma en que considera el área del haz de radiación. El factor campo se puede considerar significativo sólo para el eje ánodo-cátodo, que es donde verdaderamente se aprecia el efecto talón. La precisión del PDA mostrado por los equipos es

determinante para evaluar el coeficiente de variación. No se tiene constancia de que los servicios técnicos encargados de los mantenimientos preventivos del equipamiento radiológico, comprueben el PDA mostrado por el equipo, ni de que las cámaras de transmisión instaladas en los equipos se desmonten y calibren con cierta periodicidad, lo que abunda en la importancia de esta verificación. Tras el análisis satisfactorio de varios equipos de radiodiagnóstico, podemos concluir que, a pesar de las fuentes de incertidumbre descritas, estamos ante un buen procedimiento de verificación del valor del PDA mostrado por el equipo, alternativo al uso de cámaras de transmisión propias si no se dispone de ellas.

Bibliografía

- [1] “Establishing guidance levels in x-ray guided medical interventional procedures: a pilot study. (Safety Report Series nº 59)”. IAEA . 2009
- [2] “Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión 2011”. (SEFM-SEPRSERAM). Febrero 2012.
- [3] “Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice (Technical Report Series nº457)”. IAEA. 2007.

REDUCCIÓN DE DOSIS A PACIENTE Y MEJORA DE LA CALIDAD DE IMAGEN MEDIANTE UN NUEVO ALGORITMO DE RECONSTRUCCIÓN ITERATIVO EN TC

Latorre Musoll A, Ruiz Martínez A, Pallerol Pinzano RM, Carrasco de Fez P, Eudaldo Puell T, Jornet Sala N y Ribas Morales M

Servei de Radiofísica i Radioprotecció. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona.

Correspondencia: alatorre@santpau.cat

Palabras clave: Tomografía computerizada. Algoritmo iterativo de reconstrucción. Reducción de dosis a paciente. Calidad de imagen.

Introducción y objetivos

El número de exploraciones de tomografía computerizada (TC) ha aumentado durante los últimos años debido al potencial y a la disponibilidad de esta modalidad de imagen. Este aumento ha propiciado una preocupación dentro de la comunidad médica por el consiguiente incremento de las dosis impartidas a la población (se utiliza el término genérico *dosis* para referirse a cualquier magnitud dosimétrica de interés en relación al paciente). Se han propuesto varias estrategias para reducir las dosis a paciente sin comprometer la calidad de imagen. Una de ellas consiste en utilizar algoritmos de reconstrucción más eficientes. Con los algoritmos clásicos de retroproyección filtrada (FBP), una reducción de la dosis asociada a la exploración conlleva un aumento del ruido de imagen que compromete la calidad diagnóstica del estudio. En cambio, con los algoritmos iterativos, se puede modelizar y reducir el ruido de imagen, de modo que son la elección natural en un contexto de reducción de dosis. El objetivo de este trabajo ha sido estudiar la capacidad de reducción de dosis de un nuevo algoritmo iterativo comercial en comparación con un algoritmo de FBP. Para ello, se ha realizado un estudio sobre maniquí para comparar la calidad de imagen de los dos tipos de algoritmos midiendo en cada caso los índices de dosis en TC (CTDI) de las exploraciones realizadas. Con esta información, se pretende minimizar las dosis a paciente sin comprometer la calidad de imagen (especialmente en casos sensibles como pacientes pediátricos), u optimizar la dosis y la calidad de imagen de forma simultánea.

Material y métodos

El estudio se ha realizado con un equipo Brilliance iCT (Philips Healthcare), equipado con 128 filas de detectores de 0.625 mm de extensión axial y un foco dual, proporcionando 256 canales de detección. El algoritmo de reconstrucción iterativo estudiado ha sido iDose (Philips Healthcare), que ofrece 6 niveles de reducción de ruido. Éste se ha comparado con el algoritmo de FBP que el fabricante proporciona con el mismo equipo.

Se ha utilizado el maniquí Captan 504 (The Phantom Laboratory) para evaluar las siguientes métricas de calidad de imagen:

- Calibración de los números TC (NCT) y ruido de imagen (σ): se han evaluado, respectivamente, a partir del promedio y de la desviación estándar de los valores de píxel de una región de interés (ROI) de 5 cm de diámetro centrada en una zona homogénea del maniquí.
- Índices de resolución espacial: se ha obtenido la función de transferencia de modulación al 50% y al 10% (MTF50% y MTF10%), y el ancho completo a mitad de altura y a una décima parte de altura (FWHM y FWTM) de un inserto puntual del maniquí. Cualitativamente, también se ha determinado el patrón de pares de líneas de menor espaciado distinguible visualmente.
- Relación contraste-ruido (CNR): se ha evaluado como la diferencia entre los números TC de un inserto de determinado contraste nominal y el fondo, normalizado al promedio del ruido de ambos. Para ello, se han obtenido los NCT y σ de una ROI adaptada al tamaño del inserto.

Se han realizado 35 adquisiciones helicoidales de 500 mm de longitud, con una colimación axial de 40 mm (64×0.625 mm), un *pitch* de 0.985 y un tiempo de rotación del tubo de 0.5 s. Los parámetros de reconstrucción utilizados han sido: filtro de reconstrucción B (dentro de la escala del fabricante, corresponde a un compromiso entre definición de detalles y ruido de imagen), matriz de muestreo de 512×512 , campo de visión de 250 mm, espesor de corte de 2 mm e incremento entre cortes de 1 mm. Cada adquisición se ha realizado con distintos valores del kilovoltaje (kV) y de la carga del tubo por corte (mAs/corte) para modificar la dosis en un rango que cubra los valores típicos de los protocolos clínicos: 100 kV (entre 40 y 360 mAs/corte), 120 kV (entre 60 y 300 mAs/corte) y 140 kV (entre 95 y 300 mAs/corte). Todas las adquisiciones se han reconstruido con el algoritmo de FBP y con los 6 niveles disponibles de iDose. Las medidas dosimétricas se han realizado con el detector de estado sólido CT Dose Profiler, el multímetro Barracuda (RTI Electronics) y tres maniquíes de dosimetría para TC tipo cuerpo (cilindros demetacrilato de 32 cm de diámetro y 15 cm de longitud cada uno) formando un único bloque de 45 cm de longitud. Se ha utilizado este maniquí de mayor longitud para no subestimar los CTDI[1]. Con el detector centrado siempre en el orificio central del maniquí, se han reproducido las anteriores exploraciones helicoidales para determinar el índice ponderado de dosis de TC de

volumen[2] (CTDIvol) de cada una de ellas. Se ha tomado el CTDIvol como referencia por ser el más representativo de la dosis asociada a cada exploración y por ser el proporcionado por el software del equipo.

Resultados y discusión

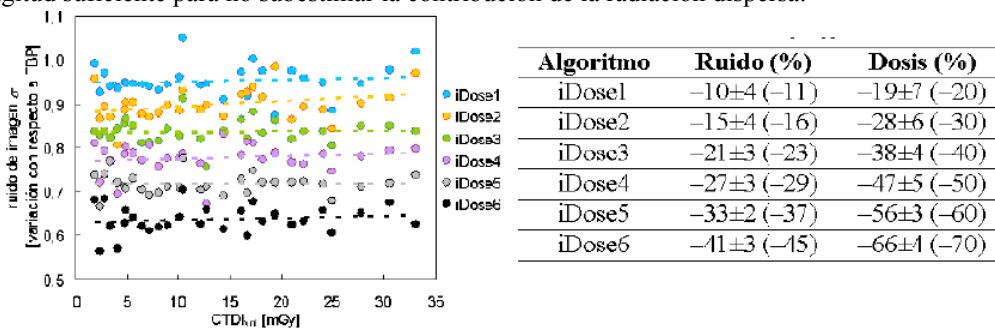
Calibración de los números TC. Los NCT obtenidos con todos los niveles de iDose difieren en menos de un 1% con respecto a la FBP.

Ruido de imagen. Se ha verificado la dependencia teórica con la dosis $\sigma \sim (CTDIvol)^{-1/2}$ para todos los algoritmos. Con respecto a la FBP, σ disminuye para niveles crecientes de iDose, en una fracción independiente del CTDIvol (figura). La tabla muestra esta disminución en porcentaje. También muestra la reducción de dosis que posibilita cada nivel de iDose, manteniendo la misma σ con respecto a la FBP, estimada como $CTDIvol \sim \sigma^{-2}$. Ambos valores son compatibles con los que proporciona el fabricante[3] (entre paréntesis). Las incertidumbres corresponden a una desviación estándar ($k = 1$).

Resolución espacial. En promedio, y con respecto a la FBP, la MTF50%(MTF10%) mejora con el nivel de iDose entre un 1%(1%) para iDose1 y un 3%(4%) para iDose6. Las FWHM difieren en menos de un 1% entre algoritmos. Las FWTM decrecen entre un 0% para iDose1 y un 2% para iDose6, indicando que la función de dispersión de punto (PSF) gana “nitidez” con niveles crecientes de iDose. A nivel cualitativo no se aprecian diferencias significativas: 7 pl/cm para las series de 100 y 120 kV y 8 pl/cm para 140 kV independientemente del algoritmo utilizado.

Relación contraste-ruido. Dado que los NCT de la FBP y los niveles de iDose son compatibles, la variación de la CNR se debe a la variación de σ entre algoritmos. Por lo tanto, y con respecto a la FBP, la CNR aumenta para niveles crecientes de iDose según el inverso de la variación del ruido presentada en la figura: entre un 11% para iDose1 y un 71% para iDose6.

Índices dosimétricos. Los CTDIvol que proporciona el fabricante, obtenidos con un maniquí de 15 cm de longitud, subestiman los valores medidos entre un 2 y un 3% para 140 kV y entre 9 y un 10% para 100 y 120 kV. Esta diferencia justifica la utilización de un maniquí de longitud suficiente para no subestimar la contribución de la radiación dispersa.



Conclusiones

El algoritmo de reconstrucción iterativo iDose mejora todos los índices de calidad de imagen estudiados en maniquí con respecto al algoritmo de FBP, especialmente el ruido de imagen y la CNR. Manteniendo una calidad de imagen similar, iDose permite reducir las dosis a paciente hasta un 66% con respecto a la FBP. Este margen permite escoger/priorizar entre una reducción de dosis a paciente, una mejora de la calidad de imagen, o un compromiso entre ambas, según las necesidades del estudio aplicando el nivel de iDose deseado. En un trabajo actualmente en curso, se está estudiando la combinación de iDose con una matriz de resolución superior para obtener mejoras adicionales en la resolución espacial. **Agradecimientos:** a Philips Healthcare, que ha suministrado dos de los maniqués de dosimetría para TC.

Bibliografía

[1] Gomà C, Ruiz A, Jornet N, Latorre A, Pallerol RM, Carrasco et al. Radiation dose assessment in a 320-detector-row CT scanner used in cardiac imaging. Med Phys 2011; 38(3):1473-1480.
 [2] SEFM, SEPR, SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Madrid; 2011.
 [3] Philips Healthcare. iDose4 iterative reconstruction technique. The Netherlands; 2011. (White Paper).

DOSIS GLANDULAR EN EXÁMENES DE TOMOSÍNTESIS DE MAMA: ESTUDIO PRELIMINAR CON UNA MUESTRA DE PACIENTES

Castillo M¹, Chevalier M¹, Calzado A¹ y Valverde J²

¹Departamento de Radiología. Física Médica. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid. Madrid.

²Servicio de Protección Radiológica. Fundación Jiménez Díaz. Madrid.

Correspondencia: mcastillo@gmail.com

Palabras clave: Dosis glandular, tomosíntesis, mamografía digital.

Introducción y objetivos

Los estudios desarrollados para analizar la sensibilidad de la tomosíntesis de mama en contraposición a la mamografía indican que la visibilidad del cáncer en los exámenes 3D es superior a la de la mamografía digital para determinados tipos de lesiones malignas (masas). Sin embargo, existen discrepancias en cuanto a la visibilidad de las microcalcificaciones y se están desarrollando investigaciones sobre los algoritmos de reconstrucción para garantizar la detección de estas lesiones. Los ensayos clínicos realizados muestran que la tomografía puede tener una mayor sensibilidad en la detección del cáncer de mama como técnica complementaria a la mamografía digital. Estos ensayos han encontrado una disminución en la tasa de rellamadas y de falsos positivos que implica una reducción en el número de biopsias a realizar. En un estudio reciente (1), llevado a cabo con 12000 mujeres y siguiendo el protocolo marcado por la FDA (mamografía digital con dos proyecciones más tomosíntesis con dos proyecciones) se ha encontrado una reducción del 15% en la tasa de falsos positivos, un aumento de la tasa de detección de cánceres (invasivo e in-situ) del 27% y un aumento en la tasa de detección de cáncer invasivo del 40%. Los beneficios encontrados durante los estudios clínicos de los sistemas de tomografía tienen que ser sopesados con los riesgos relacionados con la administración de unas dosis más altas en este tipo de exámenes. El objetivo de este estudio es analizar las dosis medias glandulares administradas a un conjunto de pacientes con un sistema de tomografía (Selenia Dimensions) instalado en un servicio de un gran hospital en el que se hacen exámenes rutinarios y de screening.

Material y métodos

Los exámenes de tomosíntesis se realizaron con el sistema Selenia Dimensions (Hologic Inc, Bedford, EE.UU.) instalado en un gran hospital de Madrid. La instalación presta servicios al programa de cribado de mama de la Comunidad de Madrid y también hace exámenes de diagnóstico. El sistema es capaz de realizar tomosíntesis (3D) y mamografía digital (2D). El tubo de rayos X está equipado con ánodo de W filtrado con 0,7 mm de Al para las adquisiciones en 3D, y filtros de 50 μ m de rodio ó plata para adquisiciones 2D. La distancia de la fuente al detector es de 70 cm con 2,5 cm entre el detector y el tablero sobre el que se apoya la mama. El detector es de Se amorfo con dimensiones de 24 \times 28 cm. En este sistema, el detector y el tubo de rayos X giran sincronizadamente alrededor de un eje situado sobre la superficie del detector y perpendicular a la pared torácica. La tomografía consiste en 15 proyecciones en un rango angular de 15° (de -7,5° a 7,5°). La combinación ánodo/filtro es W/Al y el kVp se selecciona automáticamente en función del grosor de la mama y de los datos de atenuación del disparo (5 mAs para grosores < 5cm y 10 mAs para grosores \geq 5cm). La carga del tubo para cada proyección es la misma. En la modalidad 2D, los factores de exposición son seleccionados en función del grosor de la mama y de los datos de atenuación del disparo hecho en idénticas condiciones que en la tomosíntesis. El protocolo seguido en un examen de mamografía (COMBO), consiste en una imagen 2D y otra 3D por vista (cráneo-caudal y medio-lateral-oblicua) y por mama, tal y como está recomendado por la Food and Drug Administration (FDA, EE.UU.). En nuestro caso se usa el modo COMBO en todos los estudios independientemente de si es de cribado o de diagnóstico. Los datos demográficos y de exposición fueron obtenidos directamente de las imágenes de 100 pacientes. Con el objetivo de evaluar el impacto en la dosis de mama de esta nueva modalidad, se recogieron también datos del último examen realizado a cada paciente con el equipo instalado anteriormente (Selenia, Hologic Inc, Bedford, EE.UU.).

La dosis glandular media (MGD) de los exámenes 2D y 3D fueron calculadas usando respectivamente:

$$[MGD]_{2D} = K_{2D} \text{ cgs} \quad (1)$$

$$[MGD]_{3D} = K_{3D} \text{ cgs} T \quad (2)$$

Donde los factores c, g, y s son los factores de conversión tabulados por Dance y T es el factor de tomo tabulado de acuerdo a la geometría y características del sistema de tomografía Selenia Dimensions (2). K_{2D} es el kerma en aire incidente en la superficie de la mama sin retrodispersión, y K_{3D} es el kerma en aire total durante la tomografía. K_{2D} se calcula a partir de los rendimientos del tubo (medidos previamente para cada combinación de kV y ánodo/filtro) y la carga de tubo (mAs) de cada exposición. En el caso de 3D, los rendimientos del tubo se midieron en la posición 0° y K_{3D} se determina multiplicando por los mAs totales del examen. A los resultados se les aplica la correspondiente corrección por distancia foco-mama. Los factores de conversión

dependen de la combinación ánodo/filtro, calidad del haz de rayos X (capa hemirreductora), grosor de mama y glandularidad. El factor T sólo depende del grosor de mama. Los valores de MGD asociados a la pre-exposición, han sido añadidos a los valores MGD de la exposición principal. Como no es posible determinar la glandularidad para cada paciente, se han seguido las aproximaciones de las Guías Europeas. Las pacientes han sido divididas en dos grupos en función de la edad: de 40-49 años y de 50 a 64 años [3]. Para cada grupo la glandularidad depende del grosor de mama. Los rendimientos del tubo y la capa hemirreductora fueron medidas con una cámara de ionización Radcal (Modelo 20x6-6M, Radal Corp., Monrovia, Ca) con un monitor de control de radiación Radcal (Modelo 2026C) y láminas de Al del 99,99% de pureza.

Resultados y discusión

La media de edad de la muestra de pacientes es de 54 (± 11) años, en un rango de 33 a 83 años. El grosor medio es de 55 (± 14) mm, en un rango de 19 a 90 mm. Aproximadamente el 70% de los exámenes fueron realizados dentro del programa de screening. La media de la MGD por imagen para el modo Combo (2D y 3D) es de 2,3 mGy ($\pm 0,9$) en un intervalo de 0,98 a 4,9 mGy. El correspondiente valor para 2D fue 1,0 mGy ($\pm 0,4$) en un intervalo de 0,4 a 2,9 mGy. La MGD por imagen es menor que los valores aceptable y satisfactorio definidos por las Guías Europeas [8] y menores que los valores estimados usando PMMA durante los controles de calidad. En media el valor de MGD para el modo combo es un factor 2,2 mayor que para el modo 2D del equipo Selenia Dimensions. Pero si lo comparamos con el equipo anterior (Selenia) el factor es 1,4 en media. TABLA 1. Comparación de MGD COMBO y MGD 2D para Selenia Dimensions y Selenia para distintos grosores de mama.

Grosor mama (mm)	MGD-COMBO/MDG-2D Selenia Dimensions	MDG-COMBO/ MDG-2D Selenia
20-30	2.12	1.12
31-40	2.18	1.12
41-50	2.25	1.04
51-60	2.24	1.53
61-70	2.27	1.82
71-80	2.23	1.58
81-90	2.31	

Conclusiones

La dosis administrada en mama por imagen con el sistema de tomografía en cada una de las modalidades por separado (2D y 3D) es menor que los niveles aceptables definidos por la European Guidelines (3) para un intervalo de grosor de mama de 21 a 90 mm. De acuerdo con las recomendaciones de la FDA, el modo 3D siempre tiene que ser adquirido conjuntamente al 2D (Modo Combo). En este caso la MGD es mayor que los valores 2D en un factor 2,2. Este factor disminuye al compararlo con el equipo anterior a un 1,4. Estos resultados dan mayor valor a los beneficios de la obtención de imágenes 2D con el sistema Selenia Dimensions.

Bibliografía

- [1] Skaane P, Bandos AI, Gullien R, Eben EB, Ekseth U, Haakenaasen U, et al Comparison of Digital Mammography Alone and Digital Mammography Plus Tomosynthesis in a Population-based Screening Program. Radiology. 2013.
- [2] Dance D.R., Young K.C., Van Engen R.E., Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis: factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols, Phys. Med. Biol. 56 2 (2011) 453.
- [3] EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis, Fourth Edition. European Communities, Luxembourg (2006).

PROGRAMA DE CÁLCULO DE DOSIS AL PACIENTE EN EXÁMENES RADIOLÓGICOS SENCILLOS

Verde Velasco JM, Cons Pérez N, Gómez Llorente PL, Ramos Pacho JA, Gómez Llorente N, Delgado Aparicio JM, Pérez Álvarez ME, García Repiso S, Sáez Beltrán M y Montes Fuentes C

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Salamanca. Salamanca.

Correspondencia: jmverde@gmail.com

Palabras clave: Dosis a paciente. Exploraciones radiológicas simples. Programa de cálculo.

Introducción y objetivos

Resulta cada vez más frecuente en los servicios de radiología la necesidad de disponer rápidamente de información sobre la dosis impartida al paciente en los exámenes radiológicos, y las diversas propuestas de implantación de cartillas radiológicas hacen suponer que esto ocurrirá cada vez con mayor frecuencia. Los equipos actuales proporcionan en el mejor de los casos medidas del producto dosis área con cámaras de transmisión, de dudoso funcionamiento, en las que se hace difícil la calibración, cuyos datos tienen validez si se dispone además del dato del área de radiación sobre el paciente, parámetro este que no aparece reflejado en la cabecera DICOM del estudio. Nuestra propuesta consiste en un programa de sencillo manejo que pueda implantarse en el RIS para calcular la dosis al paciente empleando los datos del equipo medidos en los controles periódicos y datos fácilmente medibles por el técnico que realiza la exploración.

Material y métodos

La aplicación se ha desarrollado con Visual Basic sobre Excel, integrándose en el RIS del hospital, estando así disponible en todas las estaciones de trabajo empleadas para la gestión de la agenda de los equipos de radiología. La dosis recibida por el paciente se calcula en cada caso empleando el método del rendimiento, midiéndose la distancia foco paciente en el momento de realizar la exploración, tomándose los datos de kilovoltaje y carga en la consola de la máquina y empleándose los valores de rendimiento medidos en los controles de calidad periódicos. El programa proporciona un informe personalizado para cada exploración y paciente, en el que se recogen los datos de la exploración, la dosis a la entrada del paciente, el kerma en aire y el producto dosis área. Así mismo, almacena de forma interna todos los datos de la exploración y los valores de dosis al paciente.

Resultados y discusión

La integración del programa en el sistema de radiología de nuestro hospital se ha realizado de una forma sencilla y rápida. El cálculo de los parámetros de exposición de paciente a partir de los resultados del control de calidad periódico de cada equipo resulta eficaz. El desarrollo y empleo de este software resulta mucho menos trabajoso que la implantación de un programa de control de los métodos de cálculo o medida de dosis integrados en los equipos, que además necesitarían de diversas correcciones, ya que en su mayoría no disponen de sistemas integrados de medición de la distancia al paciente. El cálculo a partir de los datos de las cabeceras DICOM adolece también del mismo problema, puesto que no incluyen ni la distancia foco paciente ni el tamaño de campo sobre el paciente. El empleo de este software proporciona como ventaja adicional que la recogida de valores de dosis a paciente para la determinación de los niveles de referencia para las distintas exploraciones realizadas con el equipo se realiza a la vez que se generan los informes de estas exploraciones, lo que disminuye el trabajo necesario para la aplicación del programa de garantía de calidad.

Conclusiones

Se ha desarrollado una herramienta de fácil uso e implantación en un servicio de radiología que permite, por una parte obtener datos de dosis a paciente de forma rápida, y por otra el almacenamiento de los datos de multitud de exploraciones, lo que facilita enormemente el determinar los valores de referencia por exploración para cada sala.

ESTABILIDAD DEL CAE DE UN MAMÓGRAFO DIGITAL

Fernández Lara AA, Ruíz Morales C, Buades Forner MJ y Tobarra BM

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia.
 Correspondencia: alvaroflara@gmail.com

Palabras clave: Mamografía digital, valor de pixel (VP), Relación señal ruido (RSR), Relación contraste ruido (RCR), Control automático de exposición (CAE)

Introducción y objetivos

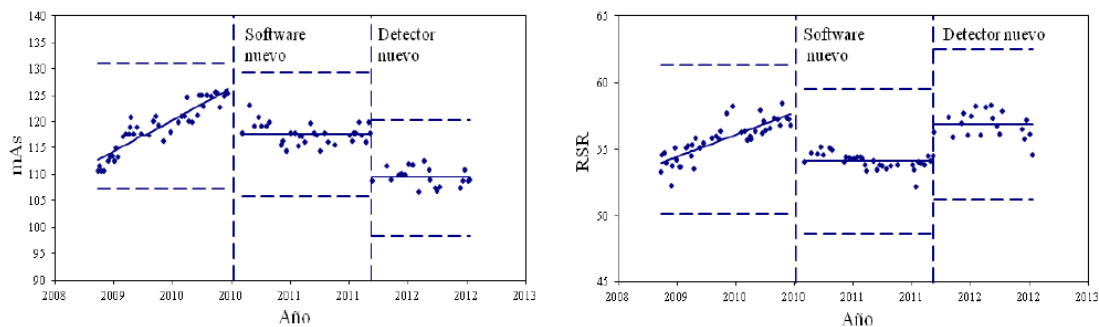
El Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [1], considera esencial la verificación semanal de la constancia del funcionamiento del control automático de exposición (CAE) de los equipos de mamografía, tanto analógicos como digitales (pruebas MA020 y MD017, respectivamente), siendo las tecnologías involucradas en estos equipos son muy diferentes. En este estudio analizamos la reproducibilidad a largo plazo del CAE de un mamógrafo digital en busca de posibles derivas y se comentan los factores que han provocado cambios en su línea base.

Material y métodos

El equipo estudiado es un mamógrafo Lorad-Hologic Selenia con tubo de ánodo de wolframio y detector de panel plano de selenio amorfo con 70 μm de tamaño de píxel, instalado en nuestro hospital en 2008. Está sometido a mantenimiento preventivo por parte del servicio técnico del fabricante. Las medidas se realizan utilizando las herramientas disponibles en la propia estación de adquisición. Se registran los valores de kilovoltaje (kV), carga (mAs), valor medio de píxel (VMP), desviación típica (DTP), relación señal-ruido (RSR) y relación contraste-ruido (RCR) con un maniquí de PMMA de 3, 4.5 y 6 cm de espesor siguiendo el procedimiento descrito en [1]. El equipo tiene una respuesta lineal por lo que no es necesaria una transformación previa del VMP. El CAE trabaja en modo Auto-Filter. El estudio abarca un periodo de 41 meses y 100 controles. Después de los primeros 9 meses se pasó de periodicidad semanal a quincenal. Durante el periodo de estudio el equipo ha tenido una actualización del software y un cambio del detector.

Resultados y discusión

En las gráficas se presentan como ejemplo los datos correspondientes a mAs y RSR para el maniquí de 4.5 cm. Las discontinuidades en las líneas base son debidas a las 2 intervenciones mencionadas. Los valores numéricos se muestran en la tabla.



Repetibilidad a largo plazo de los mAs (fig. 1a) y RSR (fig. 1b). Se aprecian claramente los puntos de discontinuidad debidos a la actualización de software y al cambio posterior del detector

Durante los 2 primeros años se apreció una ligera deriva en el comportamiento del CAE con un aumento de los mAs de un 0.2% por semana para los 3 espesores. Esta deriva pequeña pero sistemática supuso que al cabo de esos 2 años el valor de mAs se incrementase en un 13% respecto al valor del control de estado inicial. Este cambio se detectó también en el control anual del equipo. Por otra parte, la tendencia anterior se reflejó en menor medida en las RSR y RCR con un aumento en torno al 0.1% por semana, como se observa en la gráfica. El software del mamógrafo se actualizó al final del segundo año. El cambio más visible fue la modificación de la técnica para el maniquí de 6 cm de PMMA que pasó de 27 kV, W/Ag a 29kV, W/Ag, y que se tradujo en una reducción del 32.7% en la carga con pérdidas en las RSR y RCR del 4.2% y 7.6%, respectivamente, dentro de las tolerancias establecidas del $\pm 10\%$. Los otros espesores experimentaron también pérdidas del mismo orden, aunque los mAs se

redujeron en menor medida. El nuevo software modificó la función de respuesta del detector para todos los espesores con una variación del VMP aproximada del +20% debido, fundamentalmente a un aumento del offset. A partir de la actualización de software no se detectan derivas en ninguno de los parámetros. Ninguna de las intervenciones del servicio técnico por mantenimiento han afectado al comportamiento del CAE. Tampoco se observan cambios en los valores y/o sus incrementos relativos debido al envejecimiento del detector. Al final del tercer año una parte de la matriz de detectores dejó de responder y el detector se sustituyó. Nuestras medidas previas no predijeron su rotura. Tampoco ninguna de las pruebas del control de calidad anual que se acababa de efectuar. La sustitución del detector supuso cambios en las líneas base de todos los parámetros inferiores al 10% y en sentido opuesto a los producidos por la actualización de software (excepto los mAs que disminuyeron de nuevo).

<i>Intervención</i>	Software nuevo			Detector nuevo		
	<i>Espesor</i> 3 cm	4.5 cm	6 cm	3 cm	4.5 cm	6 cm
ΔmAs	- 4.8 %	- 5.0 %	- 32.7 %	- 8.6 %	- 7.1 %	- 8.0 %
ΔRSR	- 5.8 %	- 4.9 %	- 4.2 %	+ 7.6 %	+ 7.2 %	+ 6.7 %
ΔRCR	- 7.1 %	- 6.7 %	- 7.6 %	+ 9.9 %	+ 3.6 %	+ 0.9 %
ΔVP	+ 20.2 %	+ 19.8 %	+ 22.9 %	- 3.9 %	- 2.7 %	- 4.0 %

Cambios producidos en los parámetros de control tras el cambio de software y de detector.

Conclusiones

Las mayores repercusiones en el comportamiento del CAE del mamógrafo han sido originadas por intervenciones “extras” (cambio de software y de detector). El equipo se ha mantenido estable entre dichas actuaciones. Las derivas observadas en los 2 primeros años eran lo suficientemente lentas para ser detectadas y corregidas en la verificación anual. El control frecuente del mamógrafo ha sido incapaz de preveer averías, incluyendo la rotura del detector. Todo ello nos ha llevado a considerar que podría ser suficiente una verificación semestral de la constancia del comportamiento de CAE.

Bibliografía

[1] SEFM–SEPR–SERAM. “Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión 2011”.

DETERMINACIÓN DE DOSIS A PACIENTE EN DIFERENTES EQUIPOS DE TC Y EVALUACIÓN CON NIVELES DE REFERENCIA INTERNACIONALES

Ruíz Morales C, Fernández Lara AA, Buades Forner MJ y Tobarra González BM

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia.
 Correspondencia: krmentxu86@gmail.com

Palabras clave: Dosis a paciente, Tomografía computarizada (TC), Producto dosis área (DLP), Índice de dosis de TC (CTDI), Dosis efectiva (E).

Introducción y objetivos

El aumento de estudios en TC y las diferencias observadas entre los diferentes equipos empleados en nuestro hospital nos llevó a determinar las dosis a paciente en diferentes estudios y comprobar los resultados obtenidos con los valores de referencia publicados a nivel internacional.

Material y métodos

Se evalúa una muestra de 780 estudios (aproximadamente el 4% de los estudios de TC realizados en el 2012 en nuestro hospital) realizados en los 3 TC del hospital: GE LightSpeed VCT (64 cortes), Toshiba Aquilion (16 cortes), Siemens Volume Access (2 cortes). Los TC están sometidos a los controles de calidad anuales donde se verifica la exactitud de sus parámetros. En una primera fase se han elegido para el análisis los protocolos más frecuentes. Las muestras se obtuvieron durante distintas semanas del año 2012. La recogida de los datos dosimétricos se realizó a partir de la captura de la imagen dicomizada guardada en el PACS. Se comparan con valores de referencia europeos y americanos [1-5].

Resultados y discusión

La tabla siguiente resume los valores medios de CTDI, DLP y dosis efectiva (E) de las exploraciones.

Región anatómica	Protocolo	Equipo	Muestras	CTDI (mGy)	DLP (mGv.cm)	E (mSv)
Cráneo	Cerebro axial	Volume Access	98	73.5	1041	2.2
	Cráneo axial	Aquilion	187	---	1076	2.3
	Cráneo helicoidal			56.5		
	Cráneo axial (2.5/5 mm)	LightSpeed VCT	57	65 / 93	1004	2.1
	Cráneo helicoidal			58.5		
Tórax	Tórax rutina	Aquilion	49	16.6	427	6.0
	Tórax rutina	LightSpeed VCT	51	9.9	351	4.9
Abdomen	Abdomen rutina	Aquilion	81	15.8	578	8.7
	Abd. Bifásico.		6	---	1313	19.7
	Abd. Pelvis Rutina	LightSpeed VCT	86	11.0	515	7.7
	Abd. 3 fases		36	---	1022	15.3
Tronco	Tórax-Abd-Pelvis	Aquilion	41	---	1059	15.9
	Tórax-Abdomen	LightSpeed VCT	88	---	1023	15.5
	Rutina helicoidal					
	Angio Aorta Abd. con fase venosa					

Señalar que el software en uso del TC Aquilion (Toshiba) no permite separar el valor de CTDI para cada serie en un estudio multifase, de ahí que no podamos determinarlo para algunos protocolos. En general, los valores de CTDI están dentro de las referencias. Sólo para las exploraciones de cráneo el TC Volume Access presenta valores algo superiores a los de referencia europeos (CE 1999 [2004]: 60mGy; UK [2003]: 65mGy) pero inferiores a la acreditación americana (ACR Accreditation: 75mGy). En el TC LightSpeed VCT la diferencia en el CTDI de las series axiales de cráneo se debe a que los cortes finos se realizan a 140kV mientras que los de 5mm a 120kV. Respecto a los valores de DLP, nuestros resultados reflejan longitudes de estudio amplias y un número de fases para el mismo estudio distinto según el TC empleado. Se ha encontrado también que se emplean los protocolos de imagen indistintamente para diagnóstico inicial como para seguimiento. La discusión con los radiólogos de estos resultados ha propiciado una línea de trabajo para optimizar los protocolos.

Conclusiones

Los resultados mostrados se encuentran en general dentro de las referencias europeas, aunque hay margen para disminuir estos valores. Este estudio ha dado pie a que se inicie un proceso de optimización de dosis al paciente en nuestro hospital con implicación activa del servicio de Radiología en colaboración con el servicio de Radiofísica.

Bibliografía

- [1] Shrimpton PC., Hillier MC, Lewis MA., and Dunn M. “NRPB-W67 Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK-2003 Review” (2005).
- [2] European Comission EUR 16262, “European Guidelines for quality criteria for computed tomography” (2000).
- [3] European Commission, Radiation Protection N° 154. “European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-ray Procedures” (2008).
- [4] Stern S.H. “Nationwide evaluation of X-ray trends (NEXT): Tabulation and graphical summary of 2000 survey of computed tomography” (2007).
- [5] American College of Radiology (ACR). “CT Accreditation Program Requirements”. www.acr.org/~media/ACR/Documents/Accreditation/CT/Requirements.pdf. Consultado el 14 de febrero.

METODO EXPERIMENTAL PARA CÁLCULO DE DOSIS EFECTIVAS EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

Herraiz Lablanca MD¹, Díaz Romero F², Casares Magaz O¹, Garrido Bretón C¹, Catalán Acosta A¹ y Hernández Armas J¹

¹Servicio de Física Médica. Hospital Universitario de Canarias. La Laguna. Tenerife.

²Servicio de Radiodiagnóstico-Sección de Angiorradiología. Hospital Universitario de Canarias. La Laguna. Tenerife.

Correspondencia: cgbreton@gmail.com

Palabras clave: Dosis efectiva, Radiología Intervencionista, dosímetros termoluminiscentes, Rando.

Introducción y objetivos

En este trabajo se propone un método que permite calcular la dosis efectiva en cualquier procedimiento de radiología intervencionista utilizando un maniquí antropomórfico Alderson RANDO y dosímetros TLD 100 chip. Se ha aplicado este método a un procedimiento de angiorradiología: el drenaje biliar. Los objetivos que se han propuesto son: a) poner a punto un método que, de manera experimental, permita conocer dosis en órganos para calcular dosis efectivas en procedimientos complejos y b) aplicar el método al cálculo de la dosis efectiva del drenaje biliar.

Material y métodos

Como equipo radiológico se ha utilizado el Siemens Artis Zeego con panel plano de 30x40 cm. Se ha usado un maniquí antropomórfico Alderson RANDO (Fig. 1) en el que se colocaron dosímetros TLD 100 chip de LiF:Mg,Tl (3.1x3.1x0.89 mm) en los agujeros existentes en el maniquí (espaciados 3cm entre si), y algunos más que se hicieron para medir dosis representativas de cada órgano. La caracterización de los dosímetros se realizó irradiándolos con una fuente patrón de Sr90. Los dosímetros se leyeron en un lector Harshaw 4000. El factor de calibración de cada dosímetro se calculó irradiando los dosímetros con la calidad de radiación correspondiente a la más frecuentemente usada en radiología vascular intervencionista: una tensión de 80kV y una energía media de 43 keV.

El método que se siguió constaba de dos partes:

1. Determinación del número y lugar de posicionamiento en el maniquí Alderson Rando, de los dosímetros necesarios, para determinar las dosis órgano necesarias para realizar el cálculo de dosis efectiva (E) representativa.
2. Realización de un procedimiento de radiología intervencionista con el maniquí a modo de paciente que reprodujera lo más fielmente posible exploraciones en pacientes reales.

1. Determinación del número de dosímetros y sus posiciones en el maniquí Antropomórfico Alderson Rando.

El número de dosímetros utilizado se calculó teniendo en cuenta la masa del órgano para el que se iba a obtener la dosis órgano media aplicando lo establecido en la publicación ICRP 231. Para el cálculo de la dosis efectiva se utilizaron los factores de ponderación dados en la publicación ICRP 1032.

Los datos utilizados para fijar el número de dosímetros para cada uno de los 15 distintos órganos que hay que tener en cuenta para el cálculo de E se presentan en la Tabla No 1. En la misma puede observarse la columna Masa*WT/5, en la cual se muestran los valores numéricos resultantes de la operación aritmética siguiente: [(Masa del órgano)*(Factor de ponderación del órgano)] / 5.

Se ha utilizado este parámetro para establecer el número, en primera estimación, de dosímetros a colocar. Este número se ha modificado de la siguiente forma: a) Si el resultado es cero se coloca un dosímetro en el órgano o bien 2; b) Si el órgano es de gran longitud (esófago) se colocaron 3 dosímetros; c) En mamas se colocó 1 dosímetro en cada una de ellas.

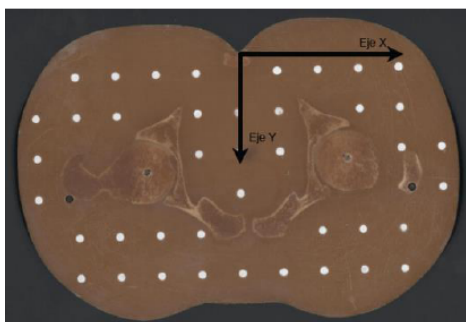
Como puede observarse se ha obtenido un total de 122 dosímetros a colocar en el maniquí para cada exploración.

Para elegir el posicionamiento de cada dosímetro se ha utilizado radiografías del maniquí, imágenes de cortes tomográficos de cadáveres, atlas de tomografía computarizada y los conocimientos anatómicos del radiólogo intervencionista coautor de este estudio. Para expresar la posición de un dosímetro se han utilizado las coordenadas (x,y,z) siendo z el número de la rodaja del maniquí Rando y las coordenadas x e y se dan como la medida en centímetros respecto de un centro de coordenadas definido en cada rodaja como se indica en la Figura 1. El eje Y es el sagital del Rando y el eje X el perpendicular al anterior en el punto que el eje Y alcanza la parte posterior de la rodaja.

2.- Reproducción de una intervención de radiología intervencionista con el maniquí

Se eligió el drenaje biliar. Los valores medios de los parámetros usados en pacientes normoconstituídos han sido: Número de imágenes:6; Tamaño del colimador: 42; Tiempo de escopia (min):15,3; Producto Dosis Area (escopia): 48,4 Gy^{cm}², y Producto dosis-area total: 54,5 Gy^{cm}². Una vez colocados los dosímetros se reproduce en el maniquí, por el radiólogo, la exploración realizada en pacientes reales.

Figura 1. Posición de ejes (rodaja 34) RANDO. Tabla 1: Número de dosímetros en Rando (cálculo y definitivo)



Organo	Masa(g)	WT	Masa * WT/5	Totales
Médula ósea	1500	0,12	36	36
Estómago	150	0,12	4	4
Colon	370	0,12	9	9
Pulmones	1000	0,12	24	24
Ovarios	11	0,08	0	2
Testes	25	0,08	0	1
Mama	200	0,12	5	2
Esófago	100	0,04	1	3
Hígado	1800	0,04	14	14
Tiroides	20	0,04	0	1
Vejiga	45	0,04	0	1
Superficie ósea	120	0,01	0	3
Piel	2600	0,01	5	7
Glándulas salivares		0,01	0	2
Cerebro	1324	0,01	3	3
Resto	2	0,12	0	10
Total				122

Resultados y discusión

Para reproducir el drenaje biliar se empezó reproduciendo la grafía. Para poder alcanzar un valor similar de PDA se utilizaron láminas de PMMA en contacto con el Rando consiguiendo así que después de las 6 primeras radiografías de que consta el procedimiento el valor de PDA fuera igual al de la media obtenida con pacientes reales. Después se reprodujo la parte del estudio correspondiente a fluoroscopia siendo necesario también el uso de PMMA para ajustar a los valores medios. Se consideró básico para alcanzar la correcta reproducción que los valores de PDA en escopia y grafía, el tiempo de escopia y el número de imágenes en grafía fueran iguales al valor medio de los datos medidos en pacientes. A partir de las medidas de los dosímetros expuestos en dos reproducciones, se realizó el cálculo de la dosis efectiva. Es de señalar que los datos para este procedimiento son variables según los autores consultados. Por lo que se refiere al drenaje biliar los parámetros número de imágenes, minutos de escopia y valor de PDA (Gycm²) son: 6;15,3 y 54 en nuestro trabajo frente a 27;14,5 y 61 (Vaño, E y cols 3) o bien 31; 21,2 y 244 (Aroua, A. y cols 4). Es notable observar que el valor del PDA total que se midió en este trabajo es inferior a los datos por estos autores. Los valores muestran una considerable disparidad, lo que indica la complejidad de la obtención de estos datos. La dosis efectiva para el drenaje biliar que resulta de los valores de dosis leídas en los dosímetros colocados en los distintos órganos fue de 13,5 mSv.

Conclusiones

El método de trabajo que se propone para medir dosis de radiación en órganos de pacientes de angiorradiología y el modo de distribuir los dosímetros para la medida permite alcanzar un adecuado valor de dosis representativas en cada órgano para las exploraciones de radiología intervencionista. Se requiere para ello la colocación de 122 dosímetros en un maniquí Rando. El valor de la dosis efectiva obtenido para la exploración de drenaje biliar ha sido de 13.5 mSv. Hay que indicar que la obtención de estos datos requiere necesariamente la actuación de un equipo humano interdisciplinario: radiólogo intervencionista y radiofísico hospitalario.

Bibliografía

- [1] ICRP 1975. Reference Man: Anatomical, Psychological and Metabolic Characteristics. ICRP Publication 23.
- [2] The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological protection. ICRP publication 103. Ann ICRP 2007.
- [3] Vaño E. et al., Cardiovasc. Interven. Radiol. 2009; 32: 19-24.
- [4] Aroua A. et al., Eur. Radiol. 2007; 71: 175-185.

MEDIDAS CON UN MANIQUÍ DE LA CALIDAD DE IMAGEN EN EXÁMENES DE TC CORONARIO

García-Pinto D, Tamames E y Calzado A

Grupo de Física Médica. Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense. Madrid.
Correspondencia: garcia.pinto@med.ucm.es

Palabras clave: Tomografía computarizada, TC cardíaca, calidad de imagen, maniquí.

Introducción y objetivos

El objetivo de este trabajo es desarrollar un método para evaluar la calidad de imagen en diferentes modalidades de examen de arteriografía coronaria por tomografía computarizada (TC), con el fin de valorar el correcto funcionamiento de los equipos de diagnóstico.

Material y métodos

Se han obtenido las imágenes utilizando un maniquí con brazo móvil que imita el movimiento cardíaco sincronizado con la señal del electrocardiograma del paciente. El simulador de movimiento Sim4DCardio© (QRM GmbH®) permite introducir objetos que imitan segmentos de coronarias en un recipiente con agua, que está insertado a la altura del corazón en un maniquí antropomórfico de tórax. Para simular los segmentos se han tomado insertos cilíndricos de pequeño calibre (1 o 2 mm) y atenuación nominal variable (100-400 UH). Las imágenes se han adquirido con un equipo de TC LightSpeed™ VCT (GE Healthcare) de 64 secciones, con el maniquí en reposo y en movimiento. Estas últimas se han obtenido para dos frecuencias cardíacas, 60 y 80 lpm, a) con sincronización retrospectiva/adquisición helicoidal, y b) con sincronización prospectiva/adquisición secuencial. En un trabajo previo se evaluó la calidad de imagen de manera objetiva mediante índices convencionales (relación contraste-ruido y área normalizada) y ajustes de los perfiles a gaussianas, observándose variaciones en los resultados debidas a diferencias entre el modelo y los perfiles reales. En el presente trabajo se han utilizado dos índices de similitud tomados de la literatura, el de similitud estructural (SSIM) y otro, basado en el gradiente (G-SSIM), para probar su utilidad en el control de la calidad de los equipos de TC en arteriografía coronaria [1,2]. La calidad de imagen se ha determinado calculando los valores de ambos índices al comparar las imágenes del maniquí en reposo con los de las imágenes en movimiento. Se han tomado imágenes de secciones coronales y sagitales reconstruidas a partir de los planos axiales que contienen el inserto.

Resultados y discusión

Los valores de SSIM han estado en el rango (0,49-0,83) para 60 lpm y (0,29- 0,88) para 80 lpm. Los valores de G-SSIM se encuentran en el rango (0,18-0,77) y (0,03-0,83), para 60 y 80 lpm, respectivamente. Como era de esperar, con las imágenes adquiridas a 60 lpm se han obtenido sistemáticamente valores superiores a los de 80 lpm. Asimismo, los valores de ambos índices son mayores para los insertos de mayor calibre y atenuación. Los índices de las imágenes adquiridas con los dos tipos de sincronización han sido similares, con diferencias $\leq 20\%$ para SSIM y $\leq 30\%$ para G-SSIM, y en general, para la prospectiva han resultado algo menores. Los valores del SSIM y del G-SSIM muestran una tendencia similar, aunque el G-SSIM discrimina algo mejor la calidad de las imágenes.

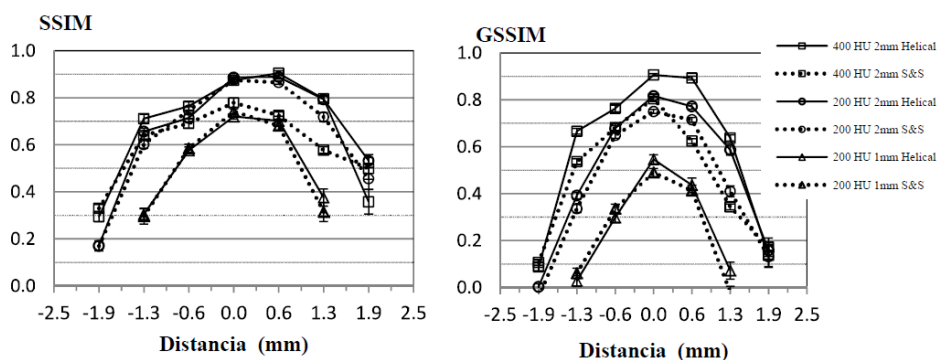


Figura 1. Valores de SSIM y GSSIM para secciones sagitales de distintos insertos y 60 lpm.

Conclusiones

Los 2 índices de similitud estructural analizados han demostrado su potencial para cuantificar de manera objetiva la calidad en diferentes modalidades de TC coronario simuladas sobre maniqués. En particular, el índice G-SSIM puede ser utilizado, directamente o en alguna de sus variantes, para diseñar una metodología de análisis de las imágenes.

Bibliografía

- [1] Wang Z, Bovik AC, Sheikh HR, Simoncelli EP. Image quality assessment: from error visibility to structural similarity. IEEE Trans Image Process. 2004;13:4600-12.
- [2] Li C, Bovik AC. Content-partitioned structural similarity index for image quality assessment. Signal Processing: Image Communication. 2010;25:517-26.

PRIMEROS RESULTADOS DE DOSIS A PACIENTE EN TC EXTRAIDAS CON UN SISTEMA AUTOMÁTICO DE REGISTRO

Miñambres Moro A, Fernández Letón P, García Ruíz-Zorrilla J, Pérez Moreno JM y Zucca Aparicio D.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Madrid Sanchinarro. Madrid.

Correspondencia: angelmmoro@hospitaldemadrid.com

Palabras clave: Dosis a paciente. TC. Tomografía computarizada.

Introducción y objetivos

La protección radiológica del paciente en tomografía computarizada (TC) es prioritaria por varias razones: la dosis recibida en una exploración es relativamente elevada, es la modalidad del radiodiagnóstico con mayor contribución a la dosis a paciente colectiva y la frecuencia de realización de TC está aumentando rápidamente los últimos años. Por otro lado, actualmente se están empezando a ofertar comercialmente sistemas automáticos de registro de dosis a paciente que reciben parámetros dosimétricos de todas las exploraciones realizadas en los equipos conectados al sistema. En esta comunicación se muestran los primeros resultados obtenidos a partir dos TC conectados a un sistema automático de este tipo instalado recientemente en nuestro centro.

Material y métodos

Se ha registrado el índice de dosis en TC volumico (CTDIvol) y el producto dosis longitud (DLP) de un equipo Toshiba Aquilion 16 (durante 3 meses) y de un Siemens Open Sensation (durante 4 meses) conectados al sistema automático de registro GE DoseWatch. La información dosimétrica se envía directamente al servidor al terminar el estudio por medio de DICOM RDSR (*Radiation Dose Structured*

Report) o DICOM MPPS (*Modality Performed Procedure Step*). Los CTDIvol y DLP que se muestran a continuación son los valores indicados por los TC. Durante el control de calidad anual se midió el CTDI ponderado (CTDIw) de cabeza y cuerpo con cámara de ionización y maniqués de metacrilato de 16 cm y

32 cm de diámetro, comprobando que la diferencia con el valor indicado es menor de 10%.

Resultados y discusión

Los valores de CTDIvol y DLP de las exploraciones más frecuentes para ambos escáneres se muestran en la tabla:

Equipo	Exploración	nº pac.	CTDIvol (mGy)		DLP (mGy.cm)	
			media	desv. est.	media	desv. est.
Toshiba Aquilion 16	Abdomen	115	11.7	6.6	490.6	300.2
	Abdómino pélvico	121	10.5	5.0	490.1	407.1
	Cráneo	174	68.1	9.5	1072.5	313.1
	Senos	78	30.6	0.0	374.8	70.5
	Tórax	92	13.0	9.2	348.7	280.5
	Torácico abd. pélvico	162	10.6	7.0	543.3	475.5
Siemens Open Sensation	Torácico abd. pélvico	599	12.9	9.1	829.5	280.9

Conclusiones

Se muestran los primeros resultados de dosis a paciente obtenidos de un sistema de registro automático conectado a dos escáneres. Con un sistema de este tipo es posible registrar la dosis de todos los pacientes explorados en las modalidades conectadas al servidor, comparar la dosis de exploraciones equivalentes y detectar estudios de dosis excesiva.

CALIBRACIÓN DE LOS INDICADORES DEL PRODUCTO KERMA-ÁREA EN LOS EQUIPOS DE RADIODIAGNÓSTICO

Ginjaume M¹, Järvinen H² y Turak O³

¹Universitat Politècnica de Catalunya – Institut de Tècniques Energètiques. Barcelona.

²Radiation and Nuclear Safety Authority (STUK). Helsinki. Finland.

³General Electric Hungary. Budapest. Hungría.

Correspondencia: merce.ginjaume@upc.edu

Palabras clave: Producto kerma área (PKA). Dosis paciente.

Introducción y objetivos

La medida del producto kerma-área (PKA) o del producto dosis-área (PDA) en radiodiagnóstico, en particular en radiología intervencionista, cardiología intervencionista y exploraciones complejas resulta de gran utilidad para comparar procedimientos radiológicos, definir niveles de referencia, estimar dosis en órganos y establecer niveles de aviso para prevenir efectos deterministas en la piel. El PKA es la magnitud dosimétrica recomendada por la Agencia Internacional de la Energía Atómica (AIEA) para la estimación de la dosis a pacientes en radiodiagnóstico [1]. Actualmente la AIEA propone dos procedimientos para la calibración de los sistemas de determinación del PKA integrados en los equipos de rayos X [1]. El método tradicional consiste en medir el kerma en aire a una determinada distancia del foco mediante una cámara de ionización de referencia y posteriormente el área del campo de radiación en esa posición. El método alternativo se basa en medir directamente el producto kerma-área mediante el uso de un equipo calibrado en esa magnitud [2]. En ambos casos el procedimiento de calibración tiene en cuenta la posición del tubo respecto a la camilla del paciente. El objetivo de este estudio ha sido comparar la aplicación práctica de ambos procedimientos de calibración así como valorar la precisión de la indicación del PKA en las consolas de los equipos de radiología.

Material y métodos

En este trabajo se ha llevado a cabo la calibración de once medidores de PKA integrados en diversos equipos de radiología intervencionista de tres países europeos. En cada caso se han aplicado los dos procedimientos de calibración recomendados por la IAEA. Así mismo se han variado las condiciones de irradiación, tensión del tubo y filtración para analizar la influencia de la calidad del haz en la calibración de los equipos. Los medidores del producto kerma-área de referencia utilizados han sido el equipo PDC Version 1.10 de Radcal, el Diamentor M2 de PTW y el Diamentor M4-KDK de PTW.

Resultados y discusión

Los resultados de las calibraciones ponen de manifiesto que en general las diferencias entre los dos procedimientos de calibración son del orden del 10%. Dicha variación se considera aceptable teniendo en cuenta que las incertidumbres de las medidas son de aproximadamente un 7%. Los dos procedimientos de calibración son adecuados y presentan una precisión comparable. De manera general, el montaje experimental cuando se utiliza un medidor calibrado es más simple y directo pero en cambio requiere disponer de un equipo específico para este tipo de medidas. Uno de los aspectos más críticos en este procedimiento es el conocimiento de la dependencia de la respuesta del medidor en función de la energía del haz. En el método tradicional, los aspectos más críticos son el posicionado de los medidores de kerma en aire y de la placa radiográfica en el mismo punto, así como la medida del tamaño de campo, en particular cuando se utiliza un colimador tipo iris. En la figura 1 se presentan los resultados del factor de calibración mínimo y máximo obtenido para las distintas calidades del haz ensayadas en cada equipo utilizando el medidor del producto kerma-área de referencia. Se observa que en general las indicaciones de las consolas de los equipos de radiodiagnóstico sobre-estiman el valor del producto kerma-área entre un 10% y un 20%. Aunque en algunos casos las diferencias pueden ser de hasta el 50%. Trabajos anteriores [3] mostraban errores importantes en los valores de PKA indicados por los equipos de radiodiagnóstico. En este estudio se ha podido comprobar que actualmente la mayoría de sistemas disponen de una calibración interna adecuada pero que resulta necesario llevar a cabo calibraciones periódicas para poder comprobarlo. Finalmente, se han estimado variaciones en el factor de calibración comprendidas entre 5% y 10% debido a la influencia de la calidad del haz en el factor de calibración.

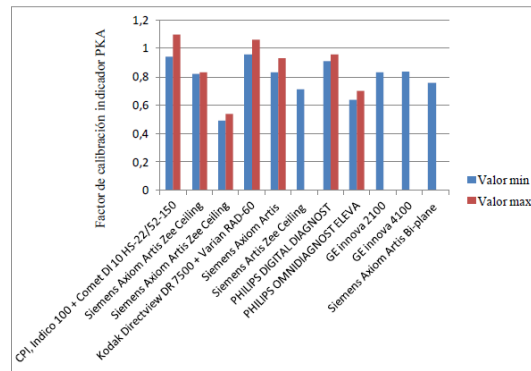


Figura 1: Factor de calibración del indicador de PKA de 11 equipos de rayos X
(Para cada equipo se indica el valor mínimo y máximo obtenido para las distintas calidades de haz ensayadas, en algunos equipos sólo aparece un factor porque no se ha podido variar la calidad)

Conclusiones

El estudio pone de manifiesto la importancia de calibrar los indicadores del producto kerma-área de los equipos de radiodiagnóstico para tener una buena estimación de dicha magnitud dosimétrica. Aunque se observa que la mayoría de equipos miden de manera satisfactoria, se han identificado algunos ejemplos en los que las desviaciones eran muy importantes. Así mismo se ha mostrado que en algunos equipos la precisión de las medidas depende de las calidades de los haces de radiación. Se ha comprobado que dicha calibración puede llevarse a cabo, con precisiones similares, utilizando un medidor de producto kerma-área calibrado o bien midiendo el kerma en aire y las dimensiones del campo de radiación en el punto de medida. Ambos métodos tienen ventajas e inconvenientes.

Bibliografía

- [1] International Atomic Energy Agency (IAEA). Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. Technical Reports Series No. 457, IAEA 2007.
- [2] Toroi P., Komppa T. and Kosunen A. A tandem calibration method for kerma-area product meters. Phys. Med. Biol. 53 (2008), 4941.
- [3] Vano E., et al., "Patient dose in interventional radiology: A European survey", Rad. Prot. Dos. 129 (2008), 39.

DOSIS A PACIENTE EN TOMOSÍNTESIS

Miñambres Moro A, Fernández Letón P, García Ruí-Zorrilla J, Pérez Moreno JM y Zucca Aparicio D

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Madrid Sanchinarro. Madrid.
Correspondencia: angelmmoro@hospitaldemadrid.com

Palabras clave: Dosis a paciente. Mamografía digital. Tomosíntesis.

Introducción y objetivos

Se están empezando a implantar mamógrafos digitales con la posibilidad de adquisición en tomosíntesis, cuya mayor ventaja consiste en distinguir estructuras sin superposición por medio de imágenes pseudotridimensionales. Con estos mamógrafos modificados se pueden adquirir una mamografía planar, con el tubo de rayos fijo, o una tomosíntesis, con el tubo girando. Para adquirir tomosíntesis es necesario un detector de alta eficiencia junto con tubos con blanco de wolframio. El objetivo de este trabajo es conocer la dosis que recibe el paciente con esta nueva modalidad de imagen.

Material y métodos

Se registraron las dosis de un mamógrafo digital Hologic Selenia Dimensions con blanco de wolframio y filtros de rodio (adquisiciones planares), plata (adquisiciones planares) y aluminio (tomosíntesis). Las imágenes se capturan con detector digital de selenio amorfo y tamaño de píxel 70 mm. A partir de la cabecera DICOM de las imágenes se extrajeron para cada paciente datos administrativos, geométricos y dosimétricos tanto de las adquisiciones planares como de las tomosíntesis. Se analizaron las dosis de los estudios combinados en los que se adquiere una mamografía planar seguida de tomosíntesis en las dos proyecciones (cranio-caudal y mediolateral-oblicua) y para ambas mamas.

Resultados y discusión

Se analiza la dosis de 75 pacientes a las que se les realizó el estudio combinado, con edades 51 ± 10 años (media \pm desv. estándar) y espesores 55 ± 12 mm. En la tabla se muestra la dosis glandular media (DGM) para mamografía planar, tomosíntesis y la suma de ambas ("Combo"):

Espesor (mm)	DGM (mGy)					CE acceptable
	Planar		Tomosíntesis		Combo media	
	media	desv. est.	media	desv. est.		
21 (16-26)	-	-	-	-	-	1.0
32 (27-39)	0.9	0.1	1.1	0.1	1.9	1.5
45 (40-49)	1.2	0.3	1.4	0.1	2.6	2.0
53 (50-55)	1.5	0.4	1.8	0.1	3.3	2.5
60 (56-67)	2.1	0.5	2.3	0.2	4.5	3.0
75 (68-83)	2.3	0.4	2.9	0.2	5.2	4.5
90 (84-97)	2.5	0.3	3.8	0.1	6.3	6.5

La dosis en tomosíntesis es similar a la dosis en planar aunque ligeramente mayor. Al realizar el estudio combinado la dosis prácticamente se duplica y supera los valores aceptables recomendados por la guía europea para una proyección.

Conclusiones

La dosis de tomosíntesis es similar a una mamografía planar, pero en un estudio combinado la dosis se duplica. Las dosis mostradas en este trabajo son similares a las publicadas para el mismo mamógrafo. Reducciones adicionales de dosis modificando la exposimetría automática pueden afectar a la calidad de imagen. Es fundamental justificar el beneficio clínico que se obtiene por la irradiación adicional, en particular si se utiliza el estudio combinado para cribado. En el futuro se podría reducir la dosis prescindiendo de una proyección de tomosíntesis o eliminando las dos radiografías planares sustituyéndolas por imágenes planares generadas sintéticamente a partir de las proyecciones de tomosíntesis.

Bibliografía

- [1] European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis (4th Edition). EC;2006
- [2] Jia Feng SS, Sechopoulos I. Clinical Digital Breast Tomosynthesis System: Dosimetric Characterization. Radiology 2012; 263(1): 35-42

IMPLICACIONES DEL NUEVO LÍMITE DE DOSIS EN CRISTALINO EN LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OPERACIONAL EN INTERVENCIONISMO

Roch González M, García Castañón P, Giner Sala M, Rodríguez Martín G y España López ML

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de La Princesa. Madrid.

Correspondencia: maria.roch@salud.madrid.org

Palabras clave: Cristalino, Dosis, Intervencionismo.

Introducción y objetivos

La revisión del umbral de dosis absorbida para aparición de efectos tisulares en cristalino ha originado una revisión del límite de dosis equivalente establecido para este tejido. La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) ha recomendado reducir el límite de dosis equivalente en cristalino a 20 mSv en un año, promediados en periodos definidos de cinco años, sin que en un único año se pueda exceder 50 mSv. En la actualidad el límite anual de dosis equivalente en cristalino (LAD) es de 150 mSv/año, por lo que esta recomendación puede suponer un cambio importante tanto en la clasificación de los trabajadores expuestos, como en las medidas de protección radiológica establecidas en los procedimientos intervencionistas [1]. El objetivo de este trabajo es evaluar las implicaciones que este nuevo límite de dosis equivalente en cristalino puede suponer en la protección radiológica de los profesionales cardiólogos, radiólogos, diplomados en enfermería (DUE), etc...que desempeñan su trabajo en unidades de intervencionismo, tanto en cuanto a medidas de protección adicionales como en la clasificación de los mismos como trabajadores expuestos.

Material y métodos

El estudio se ha realizado en las Unidades de Hemodinámica, Radiología vascular y Unidad de Endoscopia de un Hospital Universitario. Todos los profesionales, Facultativos, Diplomados en enfermería (DUE), etc disponían de dosimetría personal de cuerpo (solapa) y extremidades (muñeca) y un dosímetro adicional encima del delantal para estimación de dosis en cristalino. Se han evaluado las lecturas de dosis superficial Hp(0,07) registradas por el dosímetro “de delantal” durante un periodo de cinco años, para eliminar posibles sesgos por disminuciones de actividad, distribución inhomogénea, etc. Todos los profesionales disponían de gafas plomadas durante este periodo por lo que se ha realizado una corrección de las dosis leídas, teniendo en cuenta la atenuación de las mismas. Los datos de dosis equivalente en cristalino obtenidos se han comparado con el nuevo límite de dosis en cristalino propuesto por ICRP, con el fin de evaluar las implicaciones que la aplicación de dicho límite supondría en el entorno hospitalario. Así mismo, se ha realizado una estimación de la dosis efectiva recibida teniendo en cuenta tanto las lecturas de solapa como las de “delantal”, de acuerdo a la metodología propuesta por ICRP [2].

Resultados y discusión

Ningún profesional ha superado durante el periodo considerado los 3/10 del LAD de dosis efectiva. Sin embargo, sin tener en cuenta la atenuación de las gafas, todos los facultativos del Servicio de Hemodinámica han superado el nuevo límite propuesto para la dosis equivalente en cristalino, así como todos los facultativos del Servicio de Endoscopias y el 50% de los facultativos de Radiología Vascular. Teniendo en cuenta la atenuación de las gafas, ningún facultativo del Hospital superaría el nuevo límite, aunque sí superarían 3/10 de dicho límite el 80% de los facultativos de Hemodinámica y el 25% de Radiología Vascular. Alguno de los casos en los que se ha registrado mayores dosis ocupacionales está directamente relacionado con una menor experiencia en la realización de procedimientos intervencionistas, habiéndose normalizado las lecturas dosimétricas en meses posteriores. Analizando los resultados para DUE de dichos Servicios, se ha observado que ningún profesional supera los 3/10 el LAD de dosis efectiva. Así mismo, ninguno ha superado el nuevo límite para dosis equivalente en cristalino, aunque todos los profesionales del Servicio de Hemodinámica superan los 3/10 de dicho límite sin tener en cuenta el efecto de las gafas, así como el 33% de los de Radiología Vascular. Teniendo en cuenta la atenuación de las gafas, en cambio, ningún profesional de esta categoría supera ya los 3/10 del nuevo límite.

Conclusiones

Las dosis registradas en el dosímetro de solapa, inferiores a 3/10 LAD, no garantizan que los profesionales de intervencionismo no puedan superar el nuevo límite de dosis equivalente propuesto por ICRP para cristalino, por lo que la doble dosimetría debería ser rutinaria para estos profesionales. Los niveles de dosis asignadas en cristalino de los profesionales de los Servicios considerados se encuentran entorno al nuevo límite recomendado, e incluso en algunos casos pueden superar dicho límite, por lo

que resulta obligada la revisión de las medidas de control y vigilancia establecidas en las unidades intervencionistas, así como la clasificación como trabajadores expuestos. Entre dichas medidas de vigilancia, se debería incluir el examen oftalmológico para estos profesionales con la periodicidad recomendada por el S° de Prevención de Riesgos laborales, y proponer una monitorización más precisa de la dosis equivalente en cristalino (mediante el uso de los dosímetros con lectura Hp(3), dosímetros adaptables a gafas plomadas, etc...). Los profesionales, tanto facultativos como DUE, deben utilizar siempre gafas plomadas y estas deben contar con protección lateral. Se debería hacer además rutinaria la utilización de mamparas de vidrio plomado disponibles en la mayoría de las instalaciones. Se debe potenciar una “buena praxis” en lo que al riesgo de exposición a radiación ionizante se refiere, manteniendo la formación continuada en materia de protección radiológica, específica en el campo de intervencionismo para estos profesionales.

Bibliografía

- [1] International Commission of Radiological Protection. Statement on tissue reactions. April 2011. Ref 4825-3093-1464.
- [2] Jarvinen H, Buls N, Clerinx P, et al. Comparison of double dosimetry algorithms forestimating the effective dose in occupational dosimetry of interventional radiology staff. Radiat Prot Dosimetry. 2008 131:80-6.

VALOR DE LOS ÍNDICES DE COMPLEJIDAD EN LA ESTIMACIÓN DEL RIESGO EN PROCEDIMIENTOS DE RADIOLOGIA INTERVENCIONISTA

Ruiz Cruces R¹, Vañó E², Hernández Armas J³, Carrera Magariño F⁴, Rosales F⁵, Galán P⁶, Soler MM⁷, Perez Martínez M¹, Sanchez Casanueva R², Moreno Sáiz C⁶, Cauderon F⁶, Díaz F³, Gallego Beúter JJ², Martín-Palanca A⁸, Ruiz Muñoz-Canela JJ⁶, Moreno Rodríguez F⁴, Gonzalez de Garay M⁵, Canis M⁷, López Medina A⁵, Moreno Sánchez T⁴ y Pastor Vega JM¹

- ¹Centro de Investigaciones Médico Sanitarias. Facultad de Medicina. Málaga.
 - ²Hospital Universitario San Carlos. Facultad de Medicina. Universidad Complutense. Madrid.
 - ³Hospital Universitario de Canarias. Universidad de La Laguna. Tenerife.
 - ⁴Hospital Juan Ramón Jiménez. Huelva.
 - ⁵Hospital de Basurto. Bilbao.
 - ⁶Hospital Universitario Carlos Haya. Málaga.
 - ⁷Hospital Universitario Reina Sofía. Córdoba.
 - ⁸Hospital Universitario Virgen de la Victoria. Málaga.
- Correspondencia: rrcmf@uma.es

Palabras clave: Riesgo radiológico. Radiología intervencionista. Índices de complejidad.

Introducción y objetivos

La Radiología Intervencionista (RI) se refiere a procedimientos guiados con Rayos X, para desarrollar una acción diagnóstica y/o terapéutica tanto en enfermedades vasculares como no vasculares. El progresivo incremento en la complejidad y diversidad de los procedimientos intervencionistas hacen difícil objetivar los criterios sobre la dosis suministrada a los pacientes a los que se les realizan estas técnicas. El control de las dosis de radiación administradas a los pacientes para limitar los riesgos asociados al uso de rayos X no es más que una forma de mejorar los procedimientos. Por ello, finalizando ya el Proyecto ERRAPRI, hemos desarrollado unos índices de complejidad para evaluar mejor el riesgo radiológico asociado a los procedimientos efectuados en una muestra de hospitales españoles.

Material y métodos

Se ha consensado un programa de actividades específico con todos los participantes, Radiólogos y Radiofísicos cuyos hospitales respectivos de trabajo pertenecen a diferentes Comunidades Autónomas de España. Se han caracterizado los equipos de rayos X y cadenas de imagen utilizados mediante el protocolo elaborado al efecto en el programa SENTINEL-SERVEI [1]. Para ello, se han utilizado cámaras de ionización calibradas PTW y RADCAL. La calidad de la imagen obtenida ha sido evaluada con el Test de Leeds. Los procedimientos diagnósticos y terapéuticos han sido seleccionados por su frecuencia y complejidad (y en consecuencia mayor riesgo radiológico para los pacientes):

1. Arteriografía miembros inferiores.
2. Arteriografía renal.
3. Biopsia hepática transyugular.
4. Drenaje biliar.
5. Stent iliaco.
6. Quimioembolización hepática.
7. Embolización de miomas uterinos.
8. Endoprotesis de colon.
9. Revascularización femoro- poplítea unilateral.

Se han obtenido resultados de dosis en una muestra de pacientes, utilizando la siguiente tabla:

RAD	Nº SERIES	Nº IMG	T FLUORO (MIN)	Gy·cm ²			mGy		
				PDA FLUORO	PDA GRAFIA	PDA TOTAL	DOSIS PIEL FLUORO	DOSIS PIEL GRAFIA	DOSIS PIEL TOTAL

Se ha propuesto un índice de complejidad de los procedimientos en varios niveles, basándonos en la dificultad de realización de los mismos y su relación con las dosis de radiación y la calidad de imagen necesarias. Los criterios han sido consensuados por los radiólogos implicados en el proyecto. Se han establecido tres niveles de complejidad relacionando los mismos con los tiempos de fluoroscopia y el número de series de imágenes requeridos.

Resultados y discusión

En este trabajo presentaremos los índices de complejidad, basándonos en unos criterios de calidad y exclusión de los procedimientos antes comentado en el Material y Métodos. Asimismo, se presentarán los valores medios del producto dosis área (PDA) estimados. Como ejemplo, presentamos un ejemplo para uno de los procedimientos incluidos en el programa:

QUIMIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA.

Vía abordaje: femoral y si no es posible, arteria braquial.

Filtro semitransparente lateral derecha y superior a demanda de la imagen.

Tiempo de fluoroscopia: 30-45 minutos

Serie: 4 ± 3

- ✓ aorta abdominal (mapa) 15 imágenes (3x3, 1x3 y ½.6)
- ✓ mesentérica superior con portografía de retorno. 30 imágenes (2x2, 1x3 y ½.12 hasta ver la porta)
- ✓ portografía indirecta desde la esplénica (opcional) 1x número de imágenes necesarias hasta ver la porta.
- ✓ supraselectivas hepáticas (2 a 5) durante la embolización dependiendo de nº lesiones y vasos que nutren la tumoración 30-75 imágenes (2x3, 1x3 y ½.12)
- ✓ control postembolización 15 imágenes (2x3, 1x3 y ½.12)

Criterios calidad

- ✓ Visualizar toda la vascularización hepática previa a la embolización, incluido el retorno portal.
- ✓ Valorar la vascularización del tumor y grado de embolización en series intermedias.
- ✓ Comprobar la oclusión de las arterias nutricias del tumor en la última serie.

Criterios de dificultad:

Puntuar de 1 a 3 cada ítem, de menor a mayor complejidad.

<i>POR LA DIFICULTAD ANATOMICA (tortuosidad, angulación del origen del vaso, ateromatosis) DE LA AORTA y sus ramas:</i>	<i>Puntuación</i>
1. Fácil	
2. Dificultad media	
3. Dificultad muy alta	
<i>POR LA CONFIGURACIÓN DE LAS ARTERIAS HEPATICAS u otras ramas:</i>	
1. Estándar	
2. Arteria accesoria para un lóbulo	
3. Arteria accesoria para ambos lóbulos	
<i>POR EL TIPO DE EMBOLIZACIÓN:</i>	
1. Lobar unilateral	
2. Lobar bilateral ó 1 supraselectiva	
3. 2 o más supraselectiva.	

El valor medio del PDA de la Quimioembolización Hepática (23 casos) es de: 189± 139 Gy*cm2.

Conclusiones

Los índices propuestos para los procedimientos de RI seleccionados permitirá utilizar los niveles de referencia de dosis a pacientes, siguiendo las nuevas recomendaciones de la ICRP-103. Los resultados del trabajo en curso se darán a conocer en la memoria final del proyecto ERRAPRI [3].

Proyecto financiado por el CSN (Resolución 8-07-2009 Plan I+D)

Bibliografía

- [1] Faulkner K, Malone J, Vano E, Padovani R, Busch HP, Zoetelief JH, Bosmans H. The SENTINEL project. Radiat Prot Dosimetry. 2008;129(1-3):3-5.
- [2] Dosis poblacionales en España (DOPOES) 2012-2014
- [3] Estimación del Riesgo Radiológico a los pacientes en Radiología Intervencionista (Proyecto ERRAPRI) Málaga 2010-2013.

DOSIS POBLACIONALES EN ESPAÑA. CONTRIBUCIÓN DEL PROYECTO DOPOES A DOSE DATAMED 2

Ruiz Cruces R¹, Cañete Hidalgo S², Perez Martínez M¹, Pola A¹, Moreno S¹, Rodríguez M³, Alvarez C³ y Gil M³.

¹Centro de Investigaciones Sanitarias. Facultad de Medicina. Málaga.

²Servicio de Protección Radiológica de la UMA. Málaga.

³Subdirección de Protección Radiológica Operacional. Consejo de Seguridad Nuclear. Madrid.

Correspondencia: rrcmf@uma.es

Palabras clave: Dosis Poblaciones. Radiodiagnóstico. Dose DataMed. DOPOES.

Introducción y objetivos

A finales de 2004, la DG TREN puso en marcha un proyecto para proporcionar información y orientaciones sobre la aplicación del artículo 12 de la Directiva sobre exposición médica en los Estados miembros. El citado artículo 12 titulado *Estimaciones de dosis a la población*, exige a los Estados Miembros la necesidad de obtener estimaciones de las dosis poblacionales a partir de las dosis individuales por cada exposición médica, así como por grupos de edad y sexo. Con los resultados de este proyecto (DDM1) se elaboró el documento “European Guidance on Estimating Population Dose from Medical X-ray Procedures” publicado por la Comisión Europea como RP154. A principios de 2011 la DG TREN puso en marcha un nuevo proyecto como continuación de DDM1 denominado “Study on European Population Doses From Medical Exposure”, DDM2. Este segundo proyecto tiene como objetivo principal conocer los valores de dosis procedentes de exposición médica, de rayos X de diagnóstico, radiología intervencionista y medicina nuclear (NM), en los Estados miembros de la Unión Europea. Con el fin de cumplir con todos los antecedentes anteriores nace en el año 2011 el proyecto DOPOES (Estimación de la Dosis Poblaciones en España). El Proyecto DOPOES se articula como un acuerdo específico de colaboración entre el Consejo de Seguridad Nuclear y la Universidad de Málaga para la realización de una prospección sobre los procedimientos de radiodiagnóstico utilizados en los centros sanitarios españoles, su frecuencia, y las dosis impartidas a los pacientes. Este proyecto también cuenta con el respaldo del Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad y de las autoridades sanitarias de las Comunidades Autónomas. La duración del proyecto es de 29 meses, teniendo su fecha de finalización para el primer semestre de 2014.

Los objetivos del proyecto DOPOES son:

- Determinar la relación entre las frecuencias de los diferentes tipos de exámenes con rayos X, las dosis típicas impartidas a los pacientes y su contribución a la dosis colectiva total en España.
- Comprobar si existen variaciones entre todas la Comunidades Autónomas en cuanto a frecuencias y dosis individual para cada tipo de examen con rayos X.
- Estimar la contribución de los diferentes procedimientos radiológicos médicos (radiodiagnóstico) a la dosis colectiva total en España.
- Comparar las frecuencias y las dosis individuales anuales con las obtenidas en otros países de la Unión Europea.
- Contrastar la contribución a la dosis de la población debida al radiodiagnóstico médico con las debidas a la exposición a otras fuentes naturales y artificiales de radiaciones ionizantes.
- Proponer valores de referencia para los procedimientos de radiodiagnóstico médico con una contribución significativa a la dosis colectiva.
- Beneficiarse de medidas correctoras en caso de encontrar situaciones de exceso de dosis acumulada en determinadas técnicas.
- Desarrollar una infraestructura para obtención de información y una metodología para evaluación de las dosis a los pacientes y para la estimación de las dosis a la población, que facilite la realización de nuevas prospecciones en el futuro.
- Reportar información al proyecto europeo Dose Data Med 2.

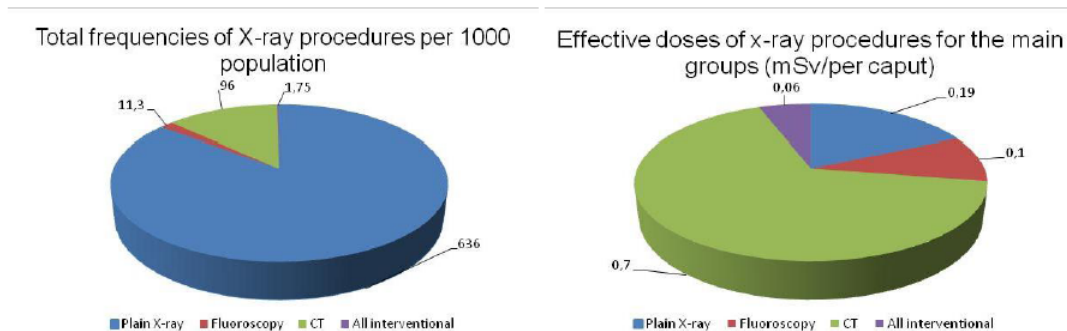


Material y métodos

La obtención de la información necesaria se está realizando mediante visita a los centros hospitalarios representativos seleccionados (públicos y privados). En ellos, se obtienen listado completo de todos los procedimientos realizados con sexo y edad, fecha, equipo y hospital, durante dos años (2010 y 2011). Las dosis medias (DES o DAP en Rx simples; PDL en CT; DAP en estudios baritados de digestivo y radiología intervencionista; y DGM en Mamografías) se obtienen directamente del PACS en algunos hospitales y en otros casos, a través de muestreos (10 Hombres + 10 Mujeres; 10 Niños y 10 Niñas (por grupos de pirámide poblacional)) de cada tipo de procedimiento realizado. En todos los casos hay que destacar el apoyo e interés total mostrado por los profesionales y responsables de los centros asistenciales y, de forma especial, por los compañeros de los Servicios de Radiofísica Hospitalaria y Protección Radiológica. Debido al elevado número de procedimientos obtenidos y de las distintas codificaciones empleadas por los centros, ha sido necesario desarrollar además de un sistema de codificación DOPOES (en la actualidad incluye 471 procedimientos), así como un complejo sistema informático capaz de integrar toda la información recopilada. Se han determinado factores de conversión a dosis efectiva (E).

Resultados y discusión

Dada la complejidad, durante el año 2012 se ha realizado la recopilación y análisis de datos procedentes de las comunidades autónomas de Andalucía, Murcia, Extremadura, Castilla La Mancha y Aragón, abarcando cerca del 40% de la población de España. Con esta información preliminar y utilizando los correspondientes factores de escala a la población global, hemos calculado los valores de frecuencia y dosis para cada uno de los 20 procedimientos con mayor contribución a la dosis colectiva (TOP_20) identificados en DoseDataMed 2. La información recopilada en cada una de las comunidades autónomas antes citadas se agrupa en un total de 471 códigos que identifican procedimientos radiológicos: 171 para procedimientos de radiología simple, 98 procedimientos para estudios CT, 52 códigos para procedimientos con fluoroscopia y 150 procedimientos para procedimientos de radiología intervencionista. En las siguientes figuras se indica la distribución de frecuencia y dosis efectiva para los principales procedimientos radiológicos en España (valores preliminares) durante solo el año 2010.



Conclusiones

Los valores de frecuencia y dosis efectiva son del orden de los registrados en la publicación Radiation Protection 154 por países de nuestro entorno. España ha participado de forma activa en el proyecto DDM2 remitiendo toda la información requerida y ello ha servido de banco de pruebas para asegurar un correcto desarrollo del proyecto DOPOES que sigue su curso.

Bibliografía

RADIATION PROTECTION N° 154. European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures.

EUROPEAN COMMISSION. Unit H.4 — Radiation Protection, 2008.

Bly R, Jahnen A, Järvinen H, Olerud H, Vassileva J and Vogiatzi S: European population dose from radiodiagnostic procedures – early results of Dose Datamed 2, NSFS Conference, Reykjavík, August 22-25, 2011.

ELABORACIÓN DE UNA APLICACIÓN PARA EL CONTROL DE LA DOSIS IMPARTIDA POR EQUIPOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (TC)

Torres Cabrera R, Agulla Otero M y Hernando González I

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Río Hortega. Valladolid.
Correspondencia: rtorresc@saludcastillayleon.es

Palabras clave: PACS, DICOM, TC, Dosis a pacientes, control de calidad.

Introducción y objetivos

Aunque los equipos de TC son equipos digitales nativos, la recogida y tratamiento de las dosis impartidas a los pacientes sigue presentando dificultades a fecha de hoy, especialmente en el todavía muy elevado número de equipos que no producen un informe estructurado de dosis (SR). Este trabajo muestra la experiencia adquirida en el desarrollo de una aplicación que permite el cálculo, la vigilancia y el control de las dosis impartidas a pacientes por equipos de TC.

Material y métodos

La aplicación desarrollada trabaja sobre una réplica de la base de datos del PACS de un centro hospitalario, que contiene una serie de campos extraídos de la cabecera DICOM de las imágenes enviadas desde los diferentes equipos. A partir de estos campos se realiza una solicitud al PACS mediante código SQL de las imágenes que contienen la información relativa a la dosis de cada exploración de TC (imagen con los parámetros técnicos y dosimétricos de la exploración realizada). Para el análisis de las imágenes de dosis se recurre a un software gratuito de código abierto (RADIANCE, desarrollado en el departamento de Radiología del Hospital de la Universidad de Pensilvania por Cook et als.[1]) que mediante un sistema de reconocimiento de caracteres (OCR) recoge los parámetros relacionados con la dosis (mAs, CTDIvol, DLP, etc.) y los incorpora a una base de datos. El hecho de que el programa sea de código abierto (php) ha permitido su modificación para adaptarlo a las necesidades propias del Hospital.

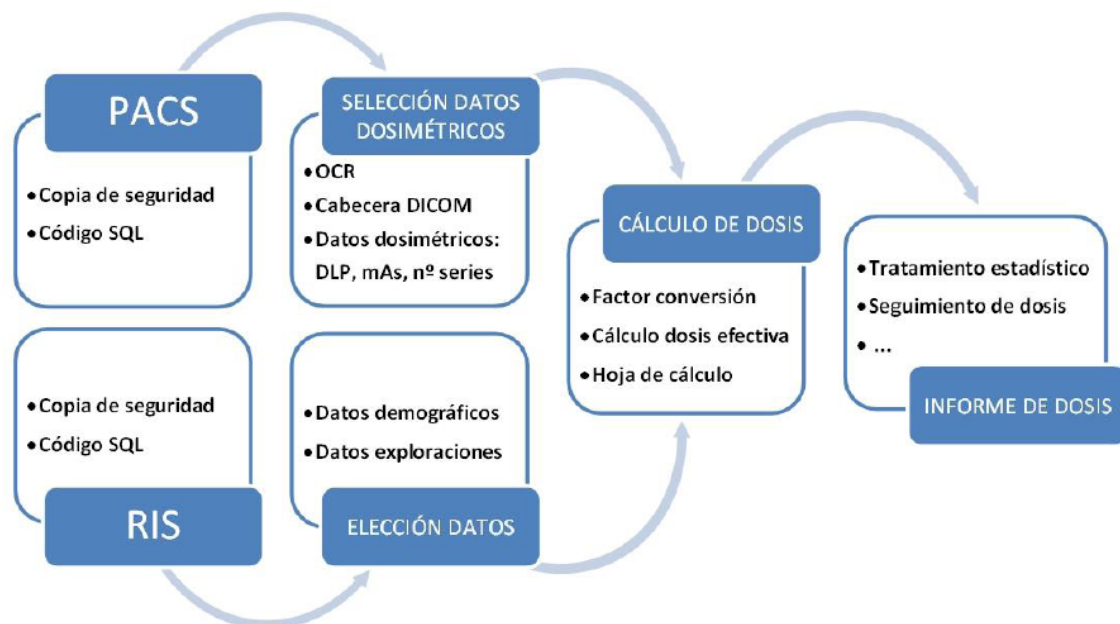


Figura 1. Flujo de trabajo de la aplicación desarrollada para el cálculo y control de la dosis en TC

A partir de los parámetros dosimétricos se estiman las dosis efectivas para cada exploración utilizando los factores de paso definidos en [2], y se integran con el resto de datos de las exploraciones (datos demográficos de los pacientes, tipo de exploración realizada, fecha y hora de la exploración, etc.) extraídos a su vez, mediante código SQL, de una replica de la base de datos del RIS. Finalmente se transporta la información necesaria a una hoja de cálculo en la cual se realiza el tratamiento estadístico preciso.

Resultados y discusión

Los datos extraídos son almacenados periódicamente (con una periodicidad determinada por los intereses del usuario) en una base de datos propia para su análisis. La aplicación permite no sólo conocer las dosis impartidas en los diferentes tipos de exploración, sino también contrastar las mismas entre los distintos equipos y fabricantes, además de otros tipos de análisis, como la posibilidad de una comparación de las dosis en los distintos turnos de trabajo (mañana, tarde y noches o festivos), por franjas de edad, determinación de pacientes con sucesivas exploraciones en un tiempo determinado, etc. Actualmente trabajamos con datos dosimétricos desde mediados del año 2011.

Conclusiones

La aplicación desarrollada permite un exhaustivo control de la dosis de radiación recibida por los pacientes del centro debido a exploraciones de TC, así como un control de la evolución de la misma a lo largo del tiempo y una explotación estadística muy completa en cuanto a su distribución en función de diferentes parámetros.

Bibliografía

- [1] Cook TS, Zimmerman S, Maidment ADA, Kim W, Boonn WW. Automated Extraction of Radiation Dose Information for Computed Tomography Examinations. *JACR* 7(11): 871-877, 2010)
- [2] AAPM. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. AAPM Task Group 23: CT Dosimetry Diagnostic Imaging Council CT Committee. Report 96. (Medical Physics Publishing, 2008)

CONTROL DE CALIDAD DE IMAGEN EN MAMOGRAFÍA. INFLUENCIA DE LA VALORACIÓN SUBJETIVA DE LA IMAGEN DE UN OBJETO DE PRUEBA

Hernández Concepción E, Garrido Bretón C, Batista Arce A, González López S, Catalán Acosta A y Hernández Armas J

Servicio de Física Médica. Hospital Universitario de Canarias. Tenerife.
Correspondencia: acatalan.huc@gmail.com

Palabras clave: Mamografía. Calidad de Imagen. TOR MAX.

Introducción y objetivos

La evaluación de la calidad de imagen de los sistemas mamográficos y de su constancia a lo largo del tiempo es un elemento esencial del programa de garantía de calidad de las unidades asistenciales de mamografía. Tanto el *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico Rev 2011 (PECCR)*, como en el *Real Decreto 1976/1999 por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico* establecen la posibilidad de evaluar la constancia de la calidad de imagen haciendo uso de objetos de prueba y así, de una forma sencilla, obtener los parámetros básicos que definan la calidad de imagen y también permitan garantizar que son estables en el tiempo. Esta prueba de constancia, está establecida en el *PECCR* como MD031 Constancia de la calidad de imagen. A diferencia de los Indicadores de Calidad de Imagen que deben ser evaluados por el personal médico, esta prueba puede ser valorada por personal técnico o especialistas en Radiofísica. La problemática que presenta la valoración de la calidad de imagen por parte de un observador es la interpretación subjetiva del propio evaluador. El objeto de este trabajo es valorar la influencia del observador en el control de calidad de la imagen realizados al mamógrafo digital de nuestro hospital, estableciendo unos valores de referencia y unas tolerancias que tengan en cuenta la variabilidad entre observadores.

Material y métodos

El estudio se ha realizado en un mamógrafo digital marca GE, modelo 2000D con un detector Flat Panel de Silicio Amorfo. Como objeto de prueba para la realización de los controles de calidad de la imagen se utilizó el objeto de prueba modelo TORMAX. El objeto de prueba se colocó sobre 4,5 cm de metacrilato y se obtuvieron dos imágenes utilizando exposimetría automática. El objeto de prueba TOR MAX contiene los siguientes elementos para analizar la calidad de la imagen, dos patrones de barras para valorar la resolución espacial a alto contraste colocados perpendicularmente uno con respecto a otro, un patrón de frecuencia espacial de bajo contraste, aproximadamente un 4%, detalles circulares de 5,6 mm para valorar la resolución a bajo contraste que van desde el 8,3% hasta 0,15% , y pequeñas objetos de diámetro de 0,5 mm y 0,25 mm con contrastes que van desde el 41% hasta el 1,4%. Como evaluadores de la imagen ha participado el personal técnico del Servicio de Física Médica y los especialistas en Radiofísica hospitalaria. Este personal es el que habitualmente realiza la valoración de la constancia de la calidad de imagen. En total han intervenido 12 personas en la valoración.

Especialistas en Radiofísica: 5

Técnicos del Servicio de Física Médica: 7

Se elaboró un cuestionario donde los distintos analistas completaban sus valoraciones. Las imágenes fueron analizadas en un monitor de diagnóstico perteneciente al PAC/RIS del hospital. A cada analista se le pidió que valorara las imágenes, pudiendo para ello manipular las ventanas de visualización, brillo, contraste y magnificación de la imagen, tratando así de optimizar al máximo la visualización de la misma. Para cada uno los analistas se calculó la media de los resultados que había obtenido para cada parámetro a evaluar de la imagen. Se analizó si existía diferencia entre las distintas personas de cada grupo y entre los dos grupos profesionales.

Resultados y discusión

En la tabla 1 se presentan los resultados medios para los dos grupos de profesionales obtenidos para cada uno de los parámetros evaluados de la imagen del objeto de prueba. Junto con dicho valor se presenta también la desviación estándar y el valor correspondiente a la resolución en líneas por mm o porcentaje de contraste al que corresponde el valor medio obtenido.

Tabla 1

	Grupos de líneas resueltos alto contraste		Resolución pares de línea por mm
	Valor medio	Desv estandar	
Técnicos	16	2	5.6
Radiofísicos	16	1	5.6
	Objetos bajo contraste 5,6 mm		% de Contraste
	Valor medio	Desv estandar	
Técnicos	9	1	0.50%
Radiofísicos	9	1	0.50%
	Objetos alto contraste 0,5 mm		% de Contraste
	Valor medio	Desv estandar	
Técnicos	9	1	2.80%
Radiofísicos	8	1	3.90%
	Objetos alto contraste 0,25 mm		% de Contraste
	Valor medio	Desv estandar	
Técnicos	6	1	8.30%
Radiofísicos	5	1	11%

Se analizaron los valores medios obtenidos de cada parámetro junto con sus desviaciones estándar para ver si existían diferencias significativas. Para ello se utilizó el estadístico T.Studen demostrando que para ningún parámetro de los valorados existían diferencias estadísticamente significativas entre las valoraciones de los dos grupos de profesionales. La no existencia de diferencias significativas entre los dos grupos permite establecer un valor de referencia para cada uno de los parámetros igual al valor medio de los valores obtenidos por los distintos grupos. Dado la existencia de una dispersión de los resultados para cada uno de los parámetros evaluados de las mismas imágenes se hace necesario que se establezcan unas tolerancias para la valoración de dichos parámetros no asociado a las características intrínsecas de las imágenes sino a la forma de valorar la prueba por los distintos analistas. Parece razonable establecer como tolerancia el valor de la desviación estándar y si es superada realizar un estudio mas objetivo de la calidad de imagen.

Conclusiones

Pese a la subjetividad de la valoración por parte un observador de la calidad de imagen de un sistema de mamografía utilizando un objeto de prueba, se puede fijar un valor de referencia y una tolerancia para dicho valor. Esa tolerancia deberá establecerse en función de la dispersión de los datos obtenidos por distintos observadores en el momento de fijar los valores de referencia.

Bibliografía

Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico Rev 2011 (PECCR),
Real Decreto 1976/1999 por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico

SIMULACIÓN MONTE CARLO DE CAMPOS DE RADIACIÓN DISPERSA EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

Duch MA¹, Zaragoza FJ¹, Sempau J¹, Ginjaume M¹, Vañó E², Sánchez R² y Fernández JM²

¹Universitat Politècnica de Catalunya. Institut de Tècniques Energètiques. Barcelona.

²Servicio de Física Médica. Hospital Clínico San Carlos. Madrid.

Correspondencia: maria.amor.duch@upc.edu

Palabras clave: Simulación Monte Carlo. Radiología intervencionista. Dosimetría ocupacional.

Introducción y objetivos

Los avances tecnológicos de los últimos años en el ámbito de la radiología intervencionista han conllevado un aumento en el número y complejidad de las técnicas guiadas por imagen y a su vez un incremento de las dosis recibidas por el personal sanitario [1]. En este ámbito, en el que los potenciales aplicados varían típicamente entre 70 y 125 kV, los trabajadores se encuentran principalmente expuestos a radiación dispersa procedente en su mayor parte del paciente y del propio equipo de RX y elementos accesorios. Asimismo las distribuciones de radiación dispersa alrededor de la camilla del paciente dependen fuertemente del ángulo de entrada del haz en el paciente. En el marco de un proyecto de investigación coordinado financiado por el Consejo de Seguridad Nuclear, este trabajo tiene por objeto la caracterización de los campos de radiación en radiología intervencionista mediante simulación Monte Carlo, determinándose tanto el espectro energético de los haces dispersos en distintos puntos de interés, como los mapas de dosis debida a la radiación dispersa, alrededor de la camilla del paciente.

Material y métodos

La simulación Monte Carlo (MC) de escenarios reales de radiología intervencionista se ha realizado mediante el código PENELOPE [2], en combinación con penEasy [3] como programa principal. El equipo simulado ha sido un equipo Philips Allura FD 10/20, que dispone de dos detectores de imagen digital de tipo panel plano y un tubo de RX de la marca Philips MRC-GS Maximus ROTALIX Ceramic. Para la simulación, el espectro de RX fue generado mediante el código XCOMPR5R [4], y se modelaron los elementos de mayor interés: cámara de ionización de transmisión del tubo de RX, filtración añadida, la camilla del paciente, el detector de imagen, y el propio paciente. Se han simulado diversos procedimientos en función de la tensión de trabajo del tubo, filtración añadida y ángulo de entrada en el paciente (posterior-anterior, PA; o lateral). Para la validación del método se han comparado los resultados de simulación MC con medidas experimentales de dosimetría TLD y una cámara "Radcal" en una configuración geométrica simplificada en la que el paciente y el personal sanitario se simularon como maniqués paralelepípedos de PMMA.

Resultados y discusión

El kerma en aire y las dosis equivalentes calculadas mediante simulación y medidas experimentalmente mostraron un buen acuerdo, dentro de $\pm 20\%$. En cuanto a la distribución espectral de los haces de radiación dispersa, con energías típicamente entre 20 keV y 70-120 keV, la posición espacial implica un cambio en la fluencia de fotones pero no en su distribución energética, siendo el factor que afecta principalmente a la misma, la tensión del haz primario. En la Figura 1 se muestra el espectro de radiación dispersa en el plano medio del paciente para un protocolo tipo DSA (digital subtraction angiography), proyección postero-anterior (0°) y una tensión de 72 kV, en distintos puntos a lo largo de la camilla del paciente.

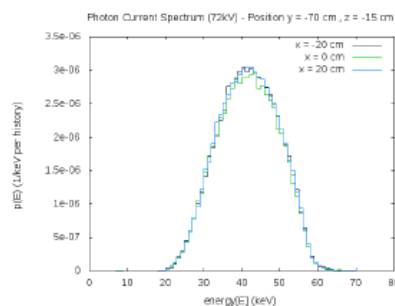


Figura 1: Proyección PA (0°)

En cuanto a la distribución espacial de la dosis dispersa puede destacarse que el ángulo de entrada al paciente del haz de rayos X es el factor de mayor importancia. En el caso de proyecciones PA, el mapa de dosis en el plano medio del paciente no refleja diferencias significativas en cuanto a la posición lateral con respecto al tubo de RX, mientras que en el caso de proyecciones laterales, las posiciones con una mayor dosis se encuentran en el lado en el que se ubica el tubo de RX, pudiendo cuantificar esas diferencias con los cálculos de Monte Carlo realizados.

Conclusiones

El estudio pone de manifiesto que la simulación MC es una herramienta de gran utilidad para facilitar la evaluación de la distribución espacial de las dosis debidas a la radiación dispersa en procedimientos de radiología intervencionista, así como conocer la influencia de diversos parámetros operacionales en la misma, evitando medidas experimentales que requieren mucho tiempo de uso de los laboratorios de cateterismo.

Agradecimientos: Este trabajo ha sido financiado por el Consejo de Seguridad Nuclear. Asimismo se agradece el apoyo del Ministerio de Ciencia e Innovación (MICINN) y los Regional European Development Funds (FEDER) a través de la ayuda UNPC10-4E-913.

Bibliografía

- [1] DONADILLE, L., CARINOU, E., BRODECKI, M., et al., Staff eye lens and extremity exposure in interventional cardiology: Results of the ORAMED project, *Radiation Measurements* 46 (2011) 1203- 1209.
- [2] SALVAT, F., FERNÁNDEZ-VAREA, J., SEMP AU, J., PENELOPE-2008: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, *Workshop Proc., Barcelona, Spain 30 June-3 July 2008, OECD/NEA* (2009).
- [3] SEMP AU, J., BADAL, A., PenEasy, a modular main program and voxelised geometry package for PENELOPE, <http://inte.upc.edu/downloads/peneasy-v.2012-06-01-for-penelope-2011>.
- [4] NOWOTNY, R., HOFER, A., 1985. XCOMP5R. Program for calculating diagnostic X-rayspectra. (Ein program für die berechnung von diagnostischen röntgenspektren). *RoeFo.Fortschr. Geb. Roentgenstr. Nuklearmed.* 142 (1985) 685-689.

MEJORA DEL CONTRASTE DE MICROCALCIFICACIONES EN MAMOGRAFÍAS DIGITALES MEDIANTE EL EMPLEO DE FILTROS FRACTALES DIRECCIONALES

Sánchez Montero R¹, Nuñez Martín L², Pifarre Martínez X², Pérez Arangüena R³, Alpuente Hermosilla J¹, López Espí PL¹, Espinosa Esteban MM¹ y Martínez Rojas JA¹

¹Departamento de Teoría de la Señal y Comunicaciones. Escuela Politécnica. Universidad de Alcalá. Madrid.

²Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda. Majadahonda.

Madrid.³Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda. Majadahonda. Madrid.

Correspondencia: rocio.sanchez@uah.es

Palabras clave: Mamografía digital. Microcalcificaciones. Filtros direccionales.

Introducción y objetivos

La detección y diagnóstico del cáncer de mama en las primeras etapas de desarrollo de la enfermedad es un factor crucial para el éxito del tratamiento. A pesar de los grandes avances en los últimos años, esta enfermedad (cáncer de mama) sigue siendo una de las principales causas de mortalidad en las mujeres. La mamografía digital es uno de los métodos más comunes usados para el diagnóstico precoz de la enfermedad. El empleo de técnicas y algoritmos de procesamiento de imagen que faciliten la visualización de anomalías estructurales facilitará un trabajo más eficiente de detección de las mismas. En el presente trabajo se propone una herramienta que realce la existencia de regiones irregulares de alta densidad en las que puede haber microcalcificaciones, estructuras significativas de presencia de enfermedad. Mediante esta herramienta se consigue facilitar la observación de zonas de interés (ROI) de forma que los radiólogos tengan que invertir menos esfuerzo y tiempo en el estudio de las imágenes.

Material y métodos

Las microcalcificaciones son estructuras irregulares de muy pequeño tamaño que se caracterizan por presentar un alto nivel de contraste debido a su contenido de calcio, difícil de observar debido a ese reducido tamaño. Estas dos características hacen que dichas zonas presenten un alto grado de invarianza rotacional además de dar lugar a un máximo en el histograma de la mamografía digital. En la literatura asociada al tratamiento de las mamografías digitales, podemos encontrar ejemplos del empleo de filtros direccionales (Gabor, Wavelet,...)[1,2], sin embargo, hasta ahora nunca se había planteado la posibilidad de emplear estos filtros en todas las direcciones combinando todos los resultados obtenidos en una sola imagen. De acuerdo a la bibliografía [3], el empleo de máscaras fractales de tipo XOR como filtros direccionales, permite una ampliación óptima de la imagen sin modificar su histograma. La combinación de todas las imágenes direccionales da lugar a una nueva imagen en la que las zonas de interés quedan ampliamente resaltadas. Dada la alta presencia de zonas estructuradas en la mama, al aplicar esta técnica casi todas van a ser eliminadas y solo quedarán las posibles microcalcificaciones junto con otras zonas que presenten dicha invarianza rotacional, facilitando con ello una visualización directa de la zona afectada. Todas las pruebas han sido realizadas empleando el programa de tratamiento de imágenes ImageJ, sobre mamografías anonimizadas.

Resultados y discusión

En la Figura 1, se muestra un ejemplo del resultado de combinar las imágenes direccionales obtenidas con los filtros fractales cada 90°. En el lado izquierdo de la imagen se muestra la mamografía original y en el derecho el resultado de aplicar el algoritmo descrito. Tal y como puede apreciarse, todas las áreas de la mama dotadas de estructuras fibroglandulares, prácticamente han desaparecido, mientras que las pequeñas estructuras donde existe invarianza rotacional y un elevado nivel de contraste, han quedado muy destacadas.

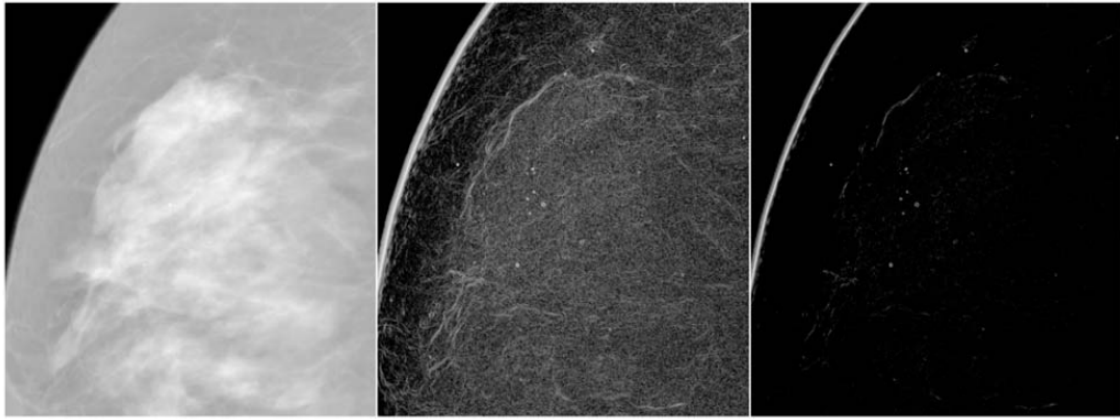


Figura 1. Imagen original (izquierda), diagrama de densidades (centro) y filtrado direccional de la zona de interés (derecha).

Conclusiones

En el presente trabajo se ha descrito el empleo de un algoritmo de procesamiento de imagen, mediante el cual se pretende realzar aquellas zonas donde existen posibles microcalcificaciones. Esta técnica debe entenderse como ayuda a la visualización, no sustituyendo el análisis del radiólogo especialista responsable del caso. La combinación de este algoritmo con técnicas de reconocimiento de patrones, permitirá la generación de un sistema automático supervisado capaz de reconocer e identificar posibles microcalcificaciones con un alto grado de fiabilidad.

Bibliografía

- [1] Rangaraj M. Rangayyan. “Biomedical Image Analysis (Biomedical Engineering)”. CRC Press. 2005.
- [2] Bozek, J; Mustra, M.; Delac, K. and Grgic M. “A Survey of Image Processing Algorithms in Digital Mammography”. Rec. Advan. in Mult. Sig. Process. and Commun. Springer, SCI 231, pp. 631–657. 2009.
- [3] Rojas, J.A.; Alpuente, J.; Rojas, I. and Vignote, S. “Fractal-based image enhancement techniques inspired by differential interference contrast microscopy”. J. Opt. A: Pure Appl. Opt. Vol. 11, pp. 065503- 065511. 2009.

DOSIS EN CRISTALINO DE RADIÓLOGOS INTERVENCIONISTASHernandez Concepción E¹, Díaz Romero F², Catalán Acosta A¹ y Hernández Armas J¹¹Servicio de Física Médica. Hospital Universitario de Canarias. La Laguna. Tenerife.²Servicio de Radiodiagnóstico-Sección de Angiorradiología. Hospital Universitario de Canarias. La Laguna. Tenerife.

Correspondencia: acatalan.huc@gmail.com

Palabras clave: Dosis cristalino. Dosímetros termoluminiscentes. Radiología intervencionista.**Introducción y objetivos**

Las dosis en cristalino de los médicos que realizan procedimientos radiológicos intervencionistas son motivo de preocupación ya que se ha notificado que la incidencia de cataratas entre estos profesionales es mayor que la que se da en otras especialidades radiológicas[1] y[2],.. La medida directa de tal dosis es complicada y esto ha hecho que se den valores estimados a partir de los resultados de dosímetros personales situados fuera de las prendas de protección utilizadas por los médicos intervencionistas durante la realización de los procedimientos. En esta comunicación se presentan los resultados de medidas directas de dosis en dosímetros termoluminiscentes TLD100 tipo chip colocados en las patillas de las gafas plomadas que los radiólogos intervencionistas utilizan siempre durante su trabajo en el Hospital Universitario de Canarias. Los dosímetros estuvieron colocados durante 1 semana de trabajo en las gafas de todos los médicos radiólogos. Así se ha tratado de alcanzar el objetivo de dar valores de dosis en cristalino en una semana normal de trabajo y estimar si esas dosis podrían llegar a alcanzar el límite de dosis establecido en la legislación vigente actualmente o bien el valor recientemente propuesto por la Comisión Internacional de Protección Radiológica.

Material y métodos

Se utilizaron dosímetros TLD100 tipo chip. Se colocaron en las patillas de las gafas plomadas de 4 radiólogos intervencionistas y de una enfermera de la Sección de Angiorradiología del Hospital Universitario de Canarias. La caracterización de los dosímetros se realizó irradiándolos con una fuente patrón de Sr-90. Después de la irradiación se les sometió a un ciclo de calentamiento previo. Los dosímetros se leyeron en un lector Harshaw 4000. El factor de calibración de cada dosímetro se calculó irradiándolos con la calidad de radiación correspondiente a la más frecuentemente usada en radiología vascular intervencionista: 80 kV y una energía media de 43 keV. Los dosímetros estuvieron colocados durante la actividad desarrollada por el citado personal durante una semana de trabajo, incluyendo sesiones de mañana y sesiones de tarde. Se registraron los valores de los parámetros medidos durante las exploraciones realizadas utilizando un equipo de radiología Siemens Zeego y un equipo Philips Allura. Las exploraciones fueron muy variadas a lo largo de la semana: Arteriografía venosa; Cambio de catéter; Vía central; Embolización; Catéter tunelizado; Cambio nefrostomía; Vertebroplastia; Fístula arteriovenosa; Gastrostomía; Colangiografía; Cambio gastrostomía; Drenaje absceso; Arteriografía de miembros inferiores; Colocación de Reservorio; Dilatación esofágica; Quimioembolización; Control de Reservorio; Extracción e Implantación de doble J y Flebografía. Para cada uno de los médicos y enfermera se registró el número de intervenciones en que participaron y el valor del Producto Dosis-Area total correspondiente al conjunto de dichas intervenciones. Asimismo se registró el grado de dificultad de dichas intervenciones. En todos los casos se tomaron medidas de precaución para que las gafas plomadas con los dosímetros fueran utilizadas en todos los casos y que, fuera de la actividad laboral, se encontraran en sitio exento de la acción de radiaciones.

Resultados y discusión

El reparto de las intervenciones llevadas a cabo por los participantes (numerados de 1 a 5), y el valor (que se presenta entre paréntesis) en cada caso del PDA en Gycm², fue:

Nº1: 21(648); Nº2: 5 (41,5); Nº3: 5 (338); Nº 4: 23 (1934) y Nº 5: 10 (759).

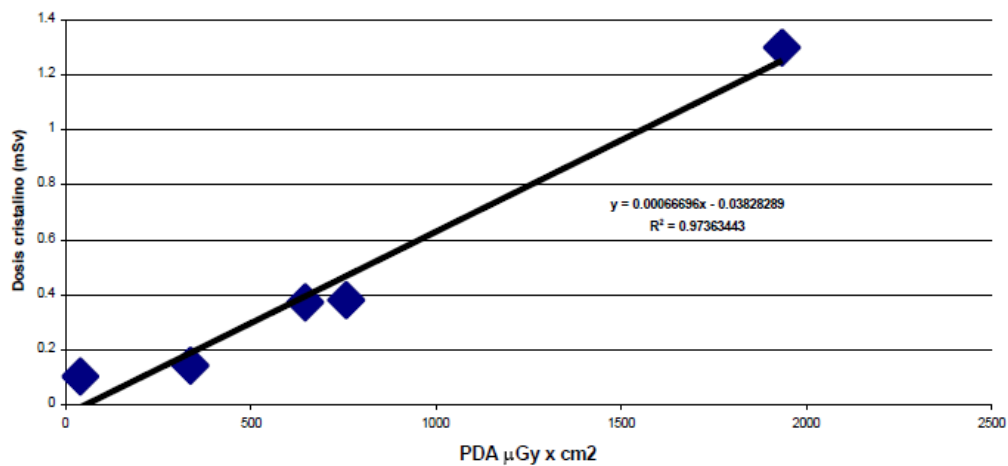
Puede observarse que existe una gran variación entre el número de intervenciones realizadas por los distintos miembros del equipo de Radiología Intervencionista. Por otra parte, el participante Nº4 refirió que 2 de las intervenciones que tuvo que realizar fueron de gran complejidad, ocasionándole la necesidad de utilizar unos tiempos de escopia grandes: del orden de 85 minutos.

Estas diferencias, se manifestaron también en los valores de las dosis registradas en los dosímetros termoluminiscentes de cada uno de los sanitarios participantes que fueron, en mSv:

Nº1: 0,37; Nº2: 0,10; Nº3: 0,14 ; Nº4: 1,30 ; Nº 5:0,38

El análisis de estos resultados se ha realizado mediante el estudio de correlación entre los mismos que se representa en la Figura 1. Puede observarse que existe un grado de correlación alto entre los valores de PDA medidos en el equipo de Radiología y los valores de dosis en cristalino medidos en los dosímetros termoluminiscentes adosados a la parte interior de las patillas de las gafas plomadas usadas.

Grafico 1



Conclusiones

El producto dosis área medido en los equipos de radiología utilizados en Angiorradiología durante la realización de muy diferentes exploraciones diagnósticas y terapéuticas puede utilizarse para estimar el valor de la dosis en cristalino de los médicos o personal sanitario que realiza dichas intervenciones. La relación entre el valor del producto dosis área y la dosis en cristalino encontrada, permite indicar que un valor de PDA de 30000 Gy \cdot cm² ocasionaría una dosis en cristalino de 20 mSv, que es el límite de dosis propuesto por la Comisión Internacional de Protección Radiológica. Este valor puede ser alcanzado, de acuerdo con los datos registrados, por un radiólogo intervencionista en un plazo de 15 semanas.

Bibliografía

[1] ICRP Publication 85: Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures, 2001. [2] Br.J.Radiol 1998 Jul;71(847):728-33.: Lens injuries induced by occupational exposure in non-optimized interventional radiology laboratories. Vañó E, González L, Beneytez F, Moreno F.

CONTROL Y SEGUIMIENTO DE LAS DOSIS A PACIENTES EN UN EQUIPO DE MAMOGRAFIA DIGITAL

Agulla Otero M, Torres Cabrera R y Hernando González I

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Río Hortega, Valladolid.

Correspondencia: magulot@saludcastillayleon.es

Palabras clave: Dosis pacientes. Mamografía digital. DICOM. PACS.

Introducción y objetivos

En los últimos años se ha venido generalizando el uso de dispositivos de imagen digitales para mamografía. Una de las ventajas asociadas a esta digitalización es la posibilidad de acceder a una gran cantidad de información contenida en las cabeceras de las propias imágenes digitales. La explotación de esta información permite realizar el cálculo de las dosis recibidas por los pacientes. En este trabajo se describe la metodología empleada para ello y se presentan los resultados del control y seguimiento de las dosis impartidas en un equipo de mamografía digital.

Material y métodos

Se hace uso de una aplicación propia, desarrollada para la explotación de la información contenida en las cabeceras de las imágenes [1]. Esta aplicación trabaja sobre una réplica de la base de datos del PACS del centro, donde se almacena un conjunto de campos de la cabecera DICOM de las imágenes. Entre estos campos están incluidos aquellos que informan sobre los parámetros de adquisición de las imágenes mamográficas (tensión, carga, combinación ánodo-filtro, espesor de mama, fuerza de compresión, etc.). A través de una consulta a esta base de datos efectuada mediante código SQL se extrae toda esta información para cada una de las imágenes mamográficas y se vuelca a una hoja de cálculo, donde se llevan a cabo las operaciones necesarias. Se calcula primeramente la dosis en la superficie de entrada (DSE) a partir de los parámetros técnicos de la adquisición y teniendo en cuenta el rendimiento dosimétrico del mamógrafo digital para cada tensión y combinación ánodo-filtro, que ha sido obtenido en la verificación periódica del equipo. También se calcula la dosis glandular promedio (DG) aplicando los coeficientes de conversión obtenidos por Dance [2, 3].

Resultados y discusión

Se ha llevado a cabo un control y seguimiento con periodicidad mensual de las dosis impartidas por el mamógrafo digital del centro desde su instalación en diciembre de 2010 hasta la actualidad. Además de las dosis a pacientes, desglosadas en función del espesor de la mama, también se registran parámetros como la fuerza de compresión y la combinación ánodo-filtro utilizada. Todos estos datos son almacenados en una base de datos propia para su análisis.

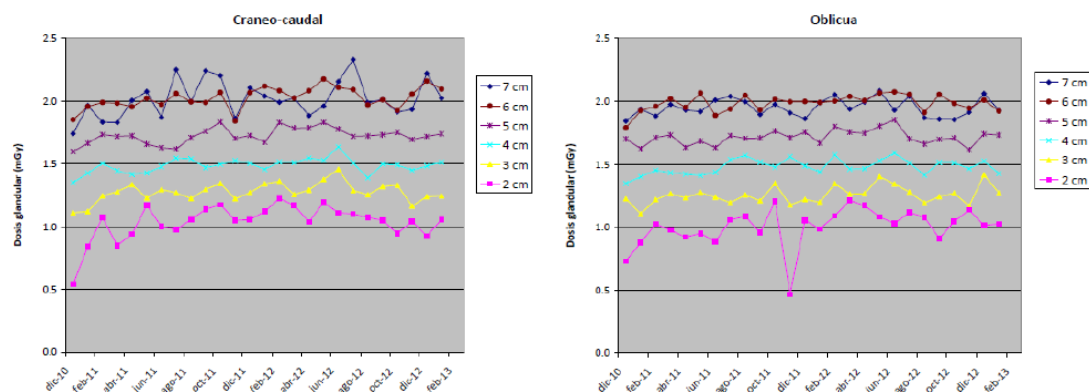


Figura 1. Evolución de la dosis glandular en función del espesor de mama para las proyecciones craneo-caudal y oblicua.

Los datos recogidos hasta la fecha no muestran derivas significativas ni en la dosis a los pacientes ni en los valores de la fuerza de compresión o combinación ánodo-filtro utilizada para cada espesor de mama, lo que indica un funcionamiento adecuado del mamógrafo y unos procedimientos de trabajo correctos. En efecto, los resultados del seguimiento de la dosis glandular promedio

para cada espesor muestran que esta se encuentra por debajo de los valores de referencia que establece el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [4].

Conclusiones

El método descrito en este trabajo posibilita un exhaustivo control de las dosis impartidas en un equipo de mamografía digital y permite cumplir ampliamente con lo dispuesto en la legislación vigente en lo que se refiere a la evaluación de dosis a pacientes en radiodiagnóstico [5]. Asimismo, el seguimiento en el tiempo tanto de las dosis a pacientes como del resto de parámetros de adquisición de la imagen permiten verificar el funcionamiento general del equipo y los procedimientos de trabajo en mamografía. La aplicación del método aquí descrito presenta un notable potencial para el seguimiento de las modificaciones que puedan introducirse en las técnicas y procedimientos de exploración mamográfica así como para la intercomparación entre instalaciones.

Bibliografía

- [1] Andrés C, Torres R, Agulla M, Hernando I. Elaboración de una aplicación para el control de la dosis impartida por equipos de radiología digital. Congreso Nacional Sociedad Española de Física Médica y Sociedad Española de Protección Radiológica, Sevilla 2011.
- [2] Dance DR, Skinner CL, Young KC, y cols. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys. Med Biol* 11 (2000). 3225 a 3240.
- [3] Dance DR, Young KC, Van Engen RE. Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols. *Phys Med Biol* 54 (2009). 4361^a 4372.
- [4] Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, SEFM-SEPR-SERAM Revisión (2011).
- [5] Real Decreto 1976/1999: Criterios de Calidad en Radiodiagnóstico (1999).

ESTIMACIÓN DE LA DOSIS A PACIENTES EN RADIOLOGÍA CONVENCIONAL A PARTIR DE LOS DATOS OBTENIDOS EN LOS CONTROLES DE CALIDAD

Parra Osorio V, Casado Villalón FJ, Ortega Cantos E, Navarro Guirado F, Moreno Sáiz C y Martín-Viera Cueto JA

Unidad de Gestión Clínica de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario Carlos Haya. Málaga.
 Correspondencia: victoriapaos@gmail.com

Palabras clave: Dosis a paciente, Radiología Convencional, Dosis a la superficie de entrada.

Introducción y objetivos

Existen unos niveles de referencia descritos en la legislación vigente [1] para algunas exploraciones tipo en radiología convencional. El objetivo de este trabajo es estimar la Dosis en la Superficie de Entrada (DSE) del paciente en exploraciones simples con rayos X a partir de la información recogida por la Unidad de Radiofísica en los controles de calidad de los equipos. Para este fin, se han seleccionado tres de las exploraciones recogidas en dicha legislación: Tórax PA, Abdomen AP, y Cráneo AP.

Material y métodos

Para estimar la dosis en las exploraciones anteriormente mencionadas, se ha hecho uso de los datos recogidos en los controles de calidad de 28 equipos de radiología convencional. Los valores de Dosis en la Superficie de Entrada se han calculado aplicando:

$$DSE = \frac{\Gamma \cdot Q \cdot FRD}{DFS^2} \quad (1)$$

obtenida de la referencia [2] donde Γ corresponde al Rendimiento del equipo, Q a la Carga, FRD al Factor de Retrodispersión y DFS a la Distancia Fuente-Superficie. El valor de FRD[2] se ha obtenido atendiendo a la Capa Hemirreductora (CHR) de cada equipo, y al tamaño de campo; la DFS según las técnicas radiográficas llevadas a cabo para cada localización. Se ha considerado un espesor de 20 cm de PMMA para las exploraciones de Tórax PA y Abdomen AP, y de 15 cm para el Cráneo PA. En el caso del Tórax PA se ha realizado además una corrección a partir del coeficiente de absorción másico para tejido pulmonar y para PMMA, correspondiente al valor de energía media asociado a la tensión pico de esta exploración[3]. A continuación se pueden observar las técnicas empleadas en este trabajo, análogas a las observadas en la práctica clínica, junto con los valores de referencia de DSE según la legislación vigente (RD 1976/1999):

Exploración	Tensión (kVp)	Distancia Foco-Bucky (cm)	RD 1976/1999 - DSE (mGy)
Tórax PA	120	180	0,3
Abdomen AP	90	100	10
Cráneo PA	80	100	5

Resultados y discusión

En la tabla 2 se muestran los valores promedio, rangos y percentiles 75 para la DSE en las tres exploraciones analizadas:

Exploración		Promedio (mGy)	Rango (mGy)	Percentil 75 (mGy)
Tórax PA	Sin corrección de pulmón	0,2	0,03-0,4	0,2
	Con corrección de pulmón	0,1	0,02-0,3	0,2
Abdomen AP		2,1	0,8-4,8	2,3
Cráneo PA		1,1	0,3-3,3	1,1

Tabla 2

La incertidumbre relativa asociada a la DSE se ha estimado a partir de las magnitudes medidas, alcanzando un 5% ($k=2$), por lo que los resultados de DSE obtenidos son inferiores a los valores de referencia ofrecidos en la legislación.

Conclusiones

Tras la estimación de la dosis en la superficie de entrada a pacientes en 28 equipos de radiología convencional a partir de los datos obtenidos en los controles de calidad, se han obtenido valores inferiores a los de referencia publicados en el Real Decreto 1972/1999.

Bibliografía

- [1] RD 1976/1999 de 23 de diciembre por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico. B.O.E. 311/1999. 29/12/1999.
- [2] Sociedad Española de Física Médica (SEFM). Procedimientos recomendados para la dosimetría de rayos X de energías entre 20 y 150 keV en radiodiagnóstico. 1ª edición ed. Madrid: Ramírez de Arellano Editores, S.L.;2005
- [3] ICRU. Tissue substitutes in radiation Dosimetry and measurement, 1989. ICRU Report 44.

OPTIMIZACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN ESTUDIOS DE TC PEDIÁTRICOS SEGÚN LA METODOLOGÍA DEL REPORT N°204 DE LA AAPM

Hernández Rodríguez J, Ariño Gil A, Mateos Salvador P, Rodríguez B y Font Gelabert JC

Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitari Son Espases, Palma de Mallorca.

Correspondencia: jorge.hernandez@ssib.es

Palabras clave: TC. CTDI_{vol}. Diámetro efectivo. SSDE. Pediatría.

Introducción y objetivos

Los equipos de tomografía computarizada (TC) proporcionan de forma prospectiva una estimación de los parámetros de dosis asociada a una determinada exploración. En concreto, muestran los valores del índice de dosis volumétrico en tomografía computarizada (CTDI_{vol}) y el producto dosis-longitud (DLP)¹. Estos parámetros se basan en medidas realizadas para los maniqués estándar de 16 cm y 32 cm de diámetro, conocidos respectivamente como *Head* y *Body*. La optimización de la dosis en pacientes pediátricos requiere el uso de protocolos adaptados a su edad y características anatómicas. La utilización de la dosis efectiva como parámetro dosimétrico a la hora de optimizar un protocolo está sujeta a variaciones según el modelo de cálculo elegido. En el año 2011 la AAPM ha publicado un *Report* (No.204)² en el que propone el uso de un parámetro, el *size-specific dose estimate* (SSDE) obtenido a partir del diámetro efectivo de cada paciente y que supone una corrección del CTDI_{vol}³. El objetivo de este trabajo es determinar las SSDE para una muestra de pacientes pediátricos agrupados en 4 rangos de edades para diferentes localizaciones anatómicas: cráneo, tórax y abdomen. Los valores de SSDE obtenidos se comparan con los niveles diagnósticos de referencia (NDR) correspondientes a diferentes países⁴ (expresados en CTDI_{vol}). Se evalúa la bondad de la SSDE como parámetro para estimar la dosis en TC.

Material y métodos

El Servicio de Radiodiagnóstico de nuestro hospital dispone de un tomógrafo modelo Optima CT 660 (*General Electric*) de 64 filas de detectores, dedicado principalmente a exploraciones pediátricas. Los protocolos de adquisición implementan el sistema de reducción de dosis *Adaptive Statistical Iterative Reconstruction* (ASIR), que reduce el ruido de las imágenes reconstruidas permitiendo el uso de técnicas de más baja dosis. Además, este equipo dispone de conexión a la herramienta de registro y gestión de dosis a pacientes *DoseWatch* (*General Electric*). Se analizan un total de 182 exploraciones TC correspondientes a pacientes pediátricos. Se agrupan los pacientes en cuatro categorías de acuerdo con su edad: pacientes menores de 1 año, entre 1-5 años, entre 5-10 años y entre 10-15 años. Las localizaciones anatómicas consideradas son: cráneo (99 estudios), tórax (40 estudios) y abdomen (43 estudios). Para cada estudio se registran los parámetros CTDI_{vol} y DLP proporcionados por el equipo. Además, se determina el diámetro efectivo de cada paciente a partir de las imágenes TC usando el diámetro lateral y el antero-posterior para obtener los factores de corrección basados en el tamaño del paciente y tabulados en el citado *Report*. En nuestro centro, el maniqué de referencia para estimar la dosis en pacientes pediátricos es el de *Head*, independientemente de la localización anatómica.

Resultados y discusión

Los resultados obtenidos para el CTDI_{vol} y el SSDE, así como los NDR del Reino Unido, Alemania, Suiza y Francia aparecen reflejados en la tabla 1:

TABLA 1	Edad (Nº de pacientes)	CTDI _{vol} (mGy)	SSDE (mGy)	Dif. promedio (%) SSDE - CTDI _{vol}	CTDI _{vol} (mGy)			
					UK ⁴ (2005)	Germany ⁴ (2008)	Switzerland ⁴ (2008)	France ⁴ (2009)
CRÁNEO	0-1 (25)	16 ± 5	19 ± 6	17 ± 7	30	33	20	30
	1-5 (25)	27 ± 9	28 ± 9	5,6 ± 2,8	45	40	30	40
	6-10 (24)	34 ± 5	35 ± 4	2,7 ± 2,7	50	50	40	50
	11-15 (25)	38 ± 4	37 ± 4	-2,0 ± 2,9	-	-	-	-
TÓRAX	0-1 (3)	2,5 ± 1,7	2,8 ± 1,8	14 ± 6	12	3,5	5	6
	1-5 (16)	3,1 ± 1,5	3,1 ± 1,5	1,0 ± 5,4	13	5,5	8	7
	6-10 (7)	3,6 ± 2,7	3,3 ± 2,4	-5,7 ± 3,8	20	8,5	10	11
	11-15 (14)	4,3 ± 2,0	3,2 ± 1,3	-29 ± 7	-	-	-	-
ABDOMEN	0-1 (5)	3,9 ± 2,0	4,7 ± 2,5	14 ± 6	-	5	7	8
	1-5 (9)	4,1 ± 0,9	4,3 ± 0,6	0,8 ± 10	-	8	9	9
	6-10 (11)	4,8 ± 1,0	4,5 ± 1,0	-8 ± 11	-	13	13	14
	11-15 (18)	9 ± 14	8 ± 13	-20 ± 5	-	-	-	-

Comparación SSDE - CTDIvol:

En estudios de cráneo, el CTDIvol (16 cm) subestima la dosis recibida por los pacientes de hasta 5 años, especialmente paciente menores de 1 año (17 %). Se considera que para pacientes mayores de 6 años tanto el CTDIvol (16 cm) como el SSDE proporcionan una estimación similar de la dosis, no añadiendo ninguna ventaja el cálculo de la SSDE. El diámetro efectivo promedio para el tórax y abdomen de los pacientes pediátricos del estudio es más cercano a los 16 cm del maniquí *Head* que a los 32 cm del maniquí *Body*. El uso del maniquí *Head* supone una mejor aproximación a las dimensiones de los pacientes. Para tórax y abdomen existe una gran variabilidad en la diferencia promedio entre el CTDIvol y la SSDE según el grupo de edad. Para los menores de un año el CTDIvol subestima la dosis recibida (diferencia +14%). Para el grupo de 1-5 años los resultados de ambos parámetros son similares, mientras que para los pacientes mayores de 5 años el CTDIvol sobreestima la dosis recibida. El diámetro efectivo de los pacientes mayores de 5 años es superior al maniquí *Head*, usado como referencia, originando esta sobrestimación.

Comparación SSDE con niveles diagnósticos de referencia:

Los valores de SSDE promedio obtenidos para las 3 localizaciones y todos los grupos de edad son inferiores a los niveles diagnósticos de referencia de los cuatro países consultados.

Conclusiones

Los datos medidos nos confirman la eficacia de ASIR como sistema de reducción de dosis al ser inferiores a los niveles diagnósticos de referencia publicados. La introducción del parámetro SSDE derivado del Report 204 proporciona una estimación de la dosis asociada a un estudio CT personalizada para cada paciente. Su uso muestra que en nuestro centro está justificada una modificación de los protocolos de adquisición con objeto de reducir la dosis para exploraciones de TC de cráneo de pacientes menores de 5 años y exploraciones de tórax y abdomen para pacientes menores de 1 año.

Bibliografía

- [1] McCollough C, Cody D, Edyvean S et al. The measurement, reporting and management of radiation dose in CT (2008) AAPM Report No. 96. 2008.
- [2] Boone J M, Strauss K J, Code D D et al (2011). Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. AAPM Report No. 204.
- [3] Strauss J K, Goske M J. Estimated pediatric radiation dose during CT. *Pediatric Radiology* (2011) 41 (Suppl 2): S472-S482.
- [4] Thomas K E. CT utilization – trend and developments beyond the United States' borders. *Pediatric Radiology* (2011) 41 (Suppl 2): S562-S566.

EVALUACIÓN DE LA FUNCIÓN DE RESPUESTA DEL DETECTOR DIGITAL EN RADIOLOGÍA CONVENCIONAL. OBTENCIÓN DE LA FUNCIÓN DE REFERENCIA

Ariño Gil A, Hernández Rodríguez J, Mateos Salvador P, Rodríguez López B y Font Gelabert JC

Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitari Son Espases. Palma de Mallorca.
Correspondencia: alejandro.arino@ssib.es

Palabras clave: Radiología digital, función de respuesta, Kerma en aire, valor de píxel.

Introducción y objetivos

El objetivo de este trabajo es obtener la función de respuesta que relaciona el kerma en aire a la entrada del detector y el valor de píxel, para una serie de detectores digitales de radiología convencional modelo *Optimus DigitalDiagnost (Philips)* y *Definium 6000 (General Electric)*. A partir del conjunto de medidas realizadas se obtiene una función de respuesta de referencia para cada tipo de detector, y se compara con las publicadas en la bibliografía para estos equipos.

Material y métodos

Se analizan los resultados correspondientes a 4 detectores de radiología digital *Optimus DigitalDiagnost (Philips)* así como a 5 detectores digitales *Definium 6000 (General Electric)*. Previamente a la obtención de las curvas de respuesta se realizó el control de calidad anual del tubo y el generador del equipo para asegurar su correcto funcionamiento. El montaje experimental está basado en el Report 116 de la AAPM¹. Se emplearon haces de rayos X de calidad RQA5 (70 kV, filtración añadida de 21 mm de Aluminio) y distancia recomendada por el protocolo. Se realizan las medidas de kerma en aire a la entrada del detector (sin rejilla antidifusora) con la sonda externa *Piranha Dose Probe* conectada al multímetro digital *Piranha (RTI Electronics)*. Esta sonda incorpora un blindaje de plomo en su parte posterior por lo que es opaca a la radiación retrodispersa. A su vez, se exportan las imágenes en formato DICOM sin procesar de cada uno de los equipos. Se obtiene el valor de píxel (VP) promedio en una región de interés (ROI) en el centro de cada imagen con el software ImageJ. Para cada uno de los 9 detectores se realiza un ajuste por mínimos cuadrados de los datos experimentales. En el caso de los *Optimus DigitalDiagnost*, la función de ajuste es la siguiente^{1,2}: $VP = a \cdot \ln(\text{kerma}_{\text{aire}}) + b$, siendo a y b los parámetros del ajuste. Para los *Definium 6000* se ajustan los datos a la función³: $VP = a \cdot (\text{kerma}_{\text{aire}}) + b$ siendo a y b los parámetros del ajuste. Se obtiene el promedio de los parámetros de los ajustes realizados para cada tipo de equipo para establecer una función de referencia. Se comparan las funciones obtenidas con las encontradas en la bibliografía.

Resultados y discusión

Función de respuesta del equipo *Optimus DigitalDiagnost*

La función de respuesta obtenida para los cuatro equipos considerados es:

$$VP = a \cdot \ln(\text{kerma}_{\text{aire}}) + b \quad (R^2 = 0,9997)$$

$$a = 2649 \pm 18$$

$$b = 13999 \pm 73$$

La función de respuesta de referencia correspondiente a los datos publicados en el *Report AAPM 116*¹ para este equipo es:

$$VP = 2603 \cdot \ln(\text{kerma}_{\text{aire}}) + 13913 \quad (R^2 = 1)$$

La función de respuesta extraída del Report del NHS², para este equipo es:

$$VP = 2680 \cdot \ln(\text{kerma}_{\text{aire}}) + 14341 \quad (R^2 = 0,9997)$$

Observamos que los parámetros de ajuste obtenidos se hallan comprendidos entre los publicados en organismos internacionales como la AAPM y la NHS.

Función de respuesta del equipo *General Electric Definium 6000*

La función de respuesta obtenida para los cinco equipos considerados es:

$$VP = a \cdot (\text{kerma}_{\text{aire}}) + b \quad (R^2 = 0,9999)$$

$$a = 194 \pm 12$$

$$b = 10 \pm 7$$

La función de respuesta de referencia publicada en el artículo de Marshall N.W. et al³ es:

$$VP = 200,1 \cdot (\text{kerma}_{\text{aire}}) + 13,658$$

Conclusiones

Para los equipos Philips Optimus DigitalDiagnost, se ha obtenido un ajuste de la función respuesta de su detector consistente y coincidente con publicaciones internacionales de la AAPM y el NHS. Para los equipos Definium 6000 también se ha encontrado un buen acuerdo con la publicación [3], sin embargo la dispersión de los datos ha sido mayor. Ampliaremos la muestra de detectores, con el fin de dilucidar este hecho.

Bibliografía

- [1] Shepard S J, Wang J et al. An Exposure Indicator for Digital Radiography. Report of the AAPM Task Group 116.
- [2] Blake P, Honey I D et al. Report 060110 NHS Digital Imaging Systems for General Radiography. Philips DigitalDiagnost VM – a technical report.
- [3] Marshall N W, Mackenzie A, Honey I D. Quality control measurements for digital x-ray detectors. Phys Med Biol. 56 (4) (2011) 979-999.

DOSIS A PACIENTES Y A PROFESIONALES EN CARDIOLOGÍA INTERVENCIONISTA: AVANCES DEL GRUPO MULTICÉNTRICO DOCCACI

Sánchez RM¹, Vano E^{1,2}, Fernández JM^{1,2}, Goicolea Ruigómez J³, Pifarré X³, Escaned J¹, Rovira JJ⁴, García del Blanco B⁴, Carrera F⁵, Díaz JF⁵, Ordiales JM⁶, Nogales JM⁶, Hernández J⁷, Bosa F⁷, Rosales F⁸, Sáez JR⁸, Soler MM⁹ y Romero MA⁹.

¹ Instituto de Investigación Sanitaria del Hospital Clínico San Carlos. Hospital Clínico San Carlos. Madrid.

² Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid.

³ Hospital Puerta de Hierro. Majadahonda.

⁴ Hospital Valle de Hebrón. Barcelona.

⁵ Hospital Juan Ramón Jiménez. Huelva.

⁶ Hospital de Mérida. Mérida.

⁷ Hospital Universitario de Canarias. La Laguna.

⁸ Hospital de Basurto. Bilbao.

⁹ Hospital Reina Sofía. Córdoba.

Correspondencia: robertomariano.sanchez@salud.madrid.org

Palabras clave: Protección radiológica. Cardiología intervencionista. Dosis a pacientes. Dosis ocupacionales.

Introducción y objetivos

El grupo multidisciplinar y multicéntrico DOCCACI (Dosimetría y Control de Calidad en Cardiología Intervencionista), auspiciado por la Sección de Hemodinámica de la Sociedad Española de Cardiología, tiene como objetivo proponer niveles de referencia para las dosis recibidas por los pacientes en procedimientos de cardiología intervencionista tal y como recomienda la Comisión Internacional de Protección Radiológica [1]. También investiga las dosis recibidas por los profesionales, en particular las dosis recibidas en cristalino cuya dosis límite recomendada se ha reducido recientemente de 150 a 20 mSv/año[2].

Material y métodos

Un Cardiólogo Intervencionista y un Radiofísico de cada uno de los ocho centros distribuidos en 6 comunidades autónomas y coordinados desde el Servicio de Física Médica del Hospital Clínico San Carlos de Madrid, aportan periódicamente datos relativos a controles de calidad de los equipos de rayos X, dosis administradas a los pacientes y dosis ocupacionales.

Controles de calidad de los equipos de RX:

Todos los participantes deben realizar un control de calidad del equipo en el que se obtenga la tasa de dosis de entrada en un maniquí de PMMA de 20 cm de espesor para los modos de fluoroscopia y adquisición más usados en rutina. También se realiza una verificación del medidor de producto kerma área (PKA) y de kerma en aire en el punto de referencia (KA), obteniendo factores de corrección pertinentes.

Dosis a los pacientes:

Se han seleccionado la angiografía coronaria (AC) como procedimiento diagnóstico y la angioplastia coronaria transluminal percutánea (ACTP) como procedimiento terapéutico. Se recopilan, junto con los datos relativos al paciente como edad, talla y peso, los principales indicadores de la dosis de rayos x como PKA, KA, tiempo de fluoroscopia, número de series y número de imágenes de adquisición. El PKA se corrige por los efectos de atenuación de la mesa y la colchoneta y por el factor de calibración de la cámara de transmisión si procede. Se han definido valores de referencia para PDA, tiempo de fluoroscopia, número de series y número de imágenes como el tercer cuartil de las medianas de cada centro.

Dosis personales:

Se han recopilado dosis personales con dos metodologías. 1) a partir de los historiales dosimétricos de los profesionales obtenidos con dosimetría de TLD a través del Centro Nacional de dosimetría. 2) Midiendo dosis por procedimiento sobre el delantal con dosímetros electrónicos. Los historiales dosimétricos han sido examinados y filtrados por el responsable de Protección Radiológica de cada centro. Han sido identificados los profesionales que tiene un uso regular de los dosímetros personales, es decir, que declaran que nunca o casi nunca olvidan colocarse los dosímetros personales. Se han obtenido las lecturas mensuales de Hp(10) bajo el delantal de protección y en algunos casos, lecturas de Hp(0,07) sobre el delantal de protección así como lecturas de Hp(0,07) en muñeca. Las dosis administrativas han sido eliminadas así como las lecturas sobre el delantal o en muñeca iguales a 0. Las dosis por procedimiento han sido medidas en cinco de los centros usando el sistema de dosimetría en tiempo real DoseAware (Philips Sistemas Médicos), siempre sobre el delantal. Dicho sistema registra dosis acumulada y la tasa de dosis en cada segundo, siendo posible identificar la dosis recibida por el portador del dosímetro en cada procedimiento.

Resultados y discusión

Se han evaluado 14 equipos de RX obteniéndose tasas de dosis en condiciones de referencia (20 cm PMMA) entre 5,0 y 14,4 mGy/min en fluoroscopia baja, entre 7,6 y 30 mGy/min en fluoroscopia normal, entre 18,5 y 39 mGy/min para fluoroscopia alta y 0,06 y 0,20 mGy/imagen en adquisición. Los factores de corrección para el PDA variaron entre 0,56 y 0,8. Se han procesado datos de dosis de 7023 pacientes. Los valores de referencia propuestos para AC y ACTP se muestran en la tabla 1.

	Nº (muestra)	PKA (Gycm ²)	T.Fluoroscopia (min)	Nº.Series	Nº.Imágenes
AC	3150	32	6,7	9	800
ACTP	3873	67	16	21	1330

Tras el procesado y eliminación de datos no válidos, se han obtenido 434 lecturas bajo el delantal con una dosis promedio mensual de 0.2 mSv, con un 5% de las lecturas mayores de 0.5 mSv. Sobre el delantal se han obtenido 117 lecturas con una dosis promedio mensual de 2,7 mSv y con un 5% de las lecturas mayores de 5,7 mSv. En el caso de las extremidades se han obtenido 280 lecturas con un valor promedio de 7,8 mSv y un 5% de ellas con dosis mayor de 20,9 mSv. Se ha medido la dosis Hp(10) sobre el delantal del cardiólogo para 313 procedimientos diagnósticos y 308 procedimientos terapéuticos. Se han obtenido promedios de 31 y 48 mSv/procedimiento para diagnóstico y terapéutico respectivamente. El 4% de los procedimientos tuvieron dosis mayores de 190 mSv con un valor máximo de 800 mSv. Suponiendo una carga de trabajo de 58 procedimientos al mes con un 60% de procedimientos diagnósticos y un 40% de terapéuticos la dosis promedio mensual sería de 2,2 mSv.

Conclusiones

Las tasas de dosis que administran los equipos de RX varían entre los distintos centros en factores entre 2 y 3, lo que indica que hay margen para la optimización en los ajustes de los equipos. Los valores de referencia obtenidos por el grupo DOCCACI son sensiblemente menores a los propuestos por el grupo auspiciado por la Agencia Internacional para la Energía Atómica[3], que propuso 50 y 125 Gycm² para AC y ACTP respectivamente. Las dosis estimadas sobre delantal a partir de los historiales dosimétricos, concuerdan razonablemente bien con las obtenidas a partir de las obtenidas con dosímetros electrónicos, lo cual valida esta metodología para investigar las dosis que reciben los cardiólogos. Las dosis promedio que reciben los profesionales bajo el delantal o en muñeca se mantienen por debajo de los límites legales, si bien, en el caso de la dosis sobre delantal, son superiores a la fracción mensual (20/11 mSv/mes) del nuevo límite de dosis de recomendado para cristalino por la ICRP[2]. Los profesionales podrían superar el límite de dosis en cristalino si no se siguen estrictamente las normas de protección recomendadas [4].

Bibliografía

- [1] ICRP publicación 60. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP 21 (1-3)
- [2] International Commission on Radiological Protection. Statement on tissue reactions. Abril 2011. Disponible en: <http://www.icrp.org/docs/ICRP%20Statement%20on%20Tissue%20Reactions.pdf>
- [3] S Balter, D L Miller, E Vano, P Ortiz, G Bernardi, E Cotelo et al. A pilot study exploring the possibility of establishing guidance levels in x-ray directed interventional procedures. Medical Physics 2008; 35: 673-680
- [4] Miller DL, Vaño E, Bartal G, Balter S, Dixon R, Padovani R, et al. Occupational radiation protection in Interventional radiology: A Joint Guideline of the Cardiovascular and Interventional Radiology Society of Europe and the Society of Interventional Radiology. Cardiovasc Intervent Radiol 2010; 33:230-239

PUESTA EN MARCHA DEL CONTROL DE CALIDAD DE MONITORES DE DIAGNÓSTICO

Ramos Pacho JA, Gómez Llorente PL, Gómez Llorente N, ConsPérez N, Verde Velasco JM, Pérez Álvarez ME, Delgado Aparicio JM, García Repiso S, Montes Fuentes C y Martín Rincón C.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Salamanca. Salamanca.
Correspondencia: jaramos@saludcastillayleon.es

Palabras clave: Control de calidad. Monitores de diagnóstico. TG18.

Introducción y objetivos

La optimización de la Calidad en Radiodiagnóstico tiene como objetivo la obtención de la mayor información diagnóstica minimizando los riesgos para el paciente. Para ello es indispensable, entre otros factores, no sólo que el sistema de adquisición de imagen funcione correctamente, sino que el dispositivo de visualización sea capaz de representar la información que contiene. Por ello, y dado que la última revisión del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCRD) establece una serie de pruebas necesarias para los dispositivos de visualización, se pone en marcha la realización de una serie de pruebas para el Control de Calidad de Monitores de Diagnóstico en nuestro hospital.

Material y métodos

Se lleva a cabo el control de calidad de un total de 24 estaciones, la mayoría de ellas con dos monitores de diagnóstico, repartidas por los Servicios de Radiodiagnóstico, Medicina Nuclear y Protección Radiológica. Para llevar a cabo los controles de calidad, se hace uso de un medidor de luminancia e iluminancia, de las imágenes de prueba del TG18 previamente cargadas en el PACS del Hospital, y de una hoja de cálculo realizada para tal efecto en la cual aparecerán reflejados los resultados de las distintas pruebas.

Resultados y discusión

En el PECCRD vienen reflejadas pruebas Esenciales y Complementarias para los distintos tipos de monitores, de diagnóstico o de visualización. Sin embargo, se han realizado únicamente las pruebas esenciales a los monitores que se utilizan para diagnosticar, ya que el elevado número de monitores de visualización existentes en el hospital haría necesario el empleo de unos recursos desmesurados.

Las pruebas realizadas son la Estimación visual de la calidad de imagen y la Resolución espacial de alto y bajo contraste con el objeto de prueba TG18-QC, la Uniformidad de la luminancia con el TG18-UNL, la Respuesta en luminancia con el TG18-LN y la Iluminación ambiental, habiéndose encontrado únicamente en las dos últimas pruebas algunos casos que superan las tolerancias establecidas por el protocolo español.

Conclusiones

La puesta en marcha de un control de calidad que permite, siguiendo el PECCRD, evaluar de una forma rápida y con unos recursos razonables la adecuación de los monitores de tipo diagnóstico para su función ayudará no sólo a tener un seguimiento del estado de estos dispositivos, sino también a facilitar que el diagnóstico se realice en las mejores condiciones. En base a los resultados obtenidos, los principales puntos a tener en cuenta son las condiciones de iluminación ambiental y la correcta calibración del sistema en luminancia de acuerdo a la GSDF DICOM 3.14 (Gray Scale Display Function). Se está estudiando la posibilidad de que en un futuro se realice el control de calidad de forma remota, al menos parcialmente, optimizando los recursos empleados.

Bibliografía

Assesment of display performance for medical imaging systems, TG18 AAPM
Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, Revisión 2011

MYDOZE: APLICACIÓN WEB PARA GESTIÓN Y OPTIMIZACIÓN DE DOSIS A PACIENTES EN PRUEBAS RADIODIAGNÓSTICAS

Peinado Zamora AB¹, Laguna Lobato MA², Gil Agudo A¹ y Zapata Jiménez JC¹

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario de Ciudad Real. Ciudad Real.

²Servicio de Informática. Hospital General Universitario de Ciudad Real. Ciudad Real.

Correspondencia: abpeinado@sescam.jccm.es

Palabras clave: DICOM, Dosis, IHE, PACS.

Introducción y objetivos

El Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica (SRFPR) del Hospital General Universitario de Ciudad Real (HGUCR) lleva a cabo un estudio cuyo objetivo es optimizar la dosis a pacientes sometidos a exploraciones diagnósticas con las radiaciones ionizantes. Para abordar este cometido, se requiere una herramienta informática que facilite por una parte la adquisición de los datos dosimétricos adquiridos de los equipos digitales y por otra una interfaz de explotación de estos datos para la extracción de estadísticas y análisis de éstos. La herramienta informática a desarrollar debe permitir almacenar parámetros con información demográfica y de dosis del paciente en las exploraciones médicas gracias al estándar de imagen médica denominado DICOM [1]. Sin embargo, DICOM aún no ha estandarizado la manera de representar la información dosimétrica. Esto ha propiciado que en la mayoría de equipos de imagen médica se presente una solución adaptada para albergar dicha información [2], dificultando que se establezca un seguimiento y optimización de los protocolos y técnicas. Además, la mayoría de PACS modernos son incapaces de gestionar de forma útil esta información, a pesar de que existen servicios en el protocolo DICOM que la proveen “on line”. Con el fin de reducir la ambigüedad de estándares médicos, como DICOM, surge la iniciativa IHE [3] (Integrating the Healthcare Enterprise), cuyo objetivo es mejorar la comunicación entre los sistemas de información que se utilizan en la atención al paciente. En concreto, el perfil IHE de Radiología aborda el problema de integración de la información dosimétrica en la historia clínica del paciente. Siguiendo las recomendaciones de IHE y conforme a las especificaciones de DICOM, se ha desarrollado un software denominado MyDoze que utiliza el servicio Query/Retrieve del estándar DICOM para exportar la información dosimétrica contenida en las imágenes médicas. Esta aplicación supone una herramienta de apoyo para la estimación de los niveles de referencia para diagnóstico locales y optimización de procedimientos diagnósticos con radiaciones ionizantes, y una solución al problema de ambigüedad en la representación de la información dosimétrica.

Material y métodos

Los objetos de estudio para este trabajo comprenden el equipamiento de los Servicios de Radiodiagnóstico del HGUCR y del Centro de Especialidades de Diagnóstico y Tratamiento de Daimiel (CEDT), y aquellos estudios realizados en pacientes que se encuentran registrados en el PACS del SESCAM, exceptuando aquellos equipos que no emiten radiaciones ionizantes (resonancia magnética y ecografía). Se implementa una aplicación denominada MyDoze que está desarrollada en Java y utiliza la web como plataforma de acceso y distribución. Se trata de una implementación de código abierto, flexible y con la posibilidad de ser extendida a otros centros, puesto que es independiente del PACS utilizado y de cualquier equipo de trabajo.

Resultados y discusión

Con el estudio elaborado por el SRFPR y la aplicación informática en conjunto, el SESCAM está preparado para el cumplimiento de la futura normativa europea EURATOM 97/43 sobre Protección Radiológica de los pacientes [4], donde se exige que todos los equipos de radiodiagnóstico aporten información sobre la dosis a los pacientes y que la misma pueda ser transferida en un futuro a la historia clínica del paciente.

La aplicación MyDoze presenta la siguientes funcionalidades:

- Consulta de los datos dosimétricos del paciente a través de la plataforma web.
- Registro de la historia dosimétrica del paciente y acceso controlado a la base de datos. (Se expone posteriormente los problemas surgidos en este aspecto)
- Posibilidad de explotar los datos dosimétricos abordando consultas específicas o estadísticas.

Sin embargo hay que destacar que la implementación de las modalidades de exportación de datos de los equipos disponibles actualmente en el Hospital no es completa, por lo que hay datos dosimétricos no abordables en el PACS. Esto supone que no pueda completarse la información dosimétrica necesaria para el historial dosimétrico del paciente.

Conclusiones

Se presenta una herramienta de registro de dosis y análisis de gran utilidad por su gran versatilidad y personalización realizada además en software libre que suponen un cambio conceptual con lo que existente hasta la fecha, en lo que respecta a la versatilidad, personalización y capacidad de análisis. Cualquier cambio en las técnicas o el equipamiento (por ejemplo las habituales actualizaciones del software de tratamiento de imágenes, reparaciones tras averías mayores, etc.) pueden ser evaluadas en cuanto a su repercusión sobre la dosis a pacientes. Así mismo cualquier equipo nuevo digital puede ser incorporado a la aplicación siempre que dispongan de sistemas de estimación o medida de la dosis y tratamiento de imágenes según el protocolo DICOM. Si se dispone de una medida validada y representativa de la dosis recibida por estudio ésta puede ser incorporada a la historia clínica electrónica del paciente en un futuro.

Bibliografía

- [1] The DICOM standard 2011, <http://medical.nema.org/>
- [2] DICOM Conformance Statement de cada uno de los equipos de radiodiagnóstico.
- [3] IHE Radiology profile, 2009.
- [4] European Commission. Council Directive 97/43/EURATOM of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure. Official Journal of the European Communities 1997

COMPARACIÓN DE DOSIS Y CALIDAD DE IMAGEN EN PROTOCOLOS ABDOMINALES DE TC UTILIZANDO ALTO Y BAJO KILOVOLTAJE

Mas Muñoz I, Alejo Luque L, Corredoira Silva E, Sánchez Muñoz FJ y Serrada Hierro A

Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz. Madrid.
Correspondencia: irene.mas@salud.madrid.org

Palabras clave: Calidad de imagen, reducción de dosis, TC, bajo kV.

Introducción y objetivos

El TC es una de las técnicas que contribuye más a la dosis total poblacional debida a aplicaciones médicas. (1). Es por ello muy importante todo esfuerzo por optimizar la dosis de radiación impartida. Con una elección apropiada de los parámetros técnicos es posible conseguir una importante reducción de la dosis al paciente. El uso de protocolos de bajo kV en situaciones que no comprometa la calidad diagnóstica del estudio es un ejemplo de ello. En el escáner de Urgencias de nuestra institución se están empleando protocolos de bajo kilovoltaje (kV) con contraste yodado en exploraciones de abdomen y hemorragia digestiva baja aguda, en pacientes cuyo diámetro máximo corporal no supera 36 cm (2). Se ha observado que en estos casos los estudios mantienen una buena calidad de imagen clínica para los objetivos de diagnóstico, y que los indicadores del equipo muestran una disminución de la dosis impartida. (3) Con este trabajo se pretende comparar cuantitativamente el protocolo de bajo kV con el protocolo convencional de abdomen, analizando la calidad de imagen con parámetros físicos objetivos y calculando la correspondiente reducción de dosis en maniquí.

Material y métodos

En la técnica de bajo kV que queremos comparar (80 kV, 300 mAs referencia, 500 ms, 3 mm de espesor de corte, pitch 0,7, filtro B20f) se mantienen todos los parámetros del protocolo convencional (120kV, 230 mAs referencia, 500 ms, 3 mm de espesor de corte, pitch 0,7, filtro B20f), reduciendo el kV y aumentando el mAs de referencia del sistema de Control Automático de Exposición.

Para este estudio se ha utilizado un equipo de TC SIEMENS SOMATON SENSATION 16.

Dosis de radiación

Para medir la dosis de radiación se utiliza el índice de dosis en TC normalizado ponderado (nCTDI_w).

Para ello se utilizó un electrómetro y cámara de 10 cm de longitud RADCAL, y un maniquí de referencia de medida de dosis en TC (PMMA de 32 cm de diámetro). Se tomaron medidas a 80, 100, 120 y 140 kV con pitch igual a 1 y espesores de corte de 1mm y 3 mm a 100 mAs.

Evaluación de calidad de imagen

La evaluación de la calidad de imagen se realizó utilizando un maniquí Catphan 600 (The Phantom

Laboratory, Salem), realizando estudios helicoidales. Se utilizó el software Auto-QA Lite v2.35 para analizar las imágenes correspondientes a los diferentes módulos del maniquí, obteniendo valores de la escala de contraste, la sensibilidad a bajo contraste (curva contraste-detalle), la resolución de alto contraste (50%, 10%, 2% de la Función de Transferencia de la Modulación o MTF) y el ruido. También se evaluó la relación contraste-ruido, utilizando el programa ImageJ v1.42. Las medidas se realizaron a 80, 100 y 120kV para 230 mAs y 300 mAs fijos y espesores de corte de 1mm y 3 mm, con objeto de comparar ambos protocolos y analizar la variación de los diferentes parámetros de calidad de imagen.

Resultados y discusión

Los resultados muestran una reducción de dosis del 59% respecto de la técnica convencional. Por otra parte se observa una peor calidad de imagen en el protocolo de bajo kV, después de analizar parámetros de ruido (aumenta 4HU), relación contraste-ruido (disminuye un 29%), MTF (el 2% de MTF disminuye alrededor de un 4%) y curva contraste detalle (la constante contraste*detalle aumenta 99%). Sin embargo se obtiene una mayor escala de contraste para la técnica de bajo kV (aumenta un 16%).

	Bajo kV	Convencional	% / Δ HU*
escala de contraste	0,000219	0,000189	15,87
MTF 2% (lpmm)	5,95	6,18	-3,72
contraste x detalle (mm)	3,97	1,99	98,90
CNR	1,01	1,42	-29,30
Ruido (HU)	8,07	4,21	3,86

* La variación de ruido se expresa en Δ HU

Figura 1 Parámetros de calidad de imagen

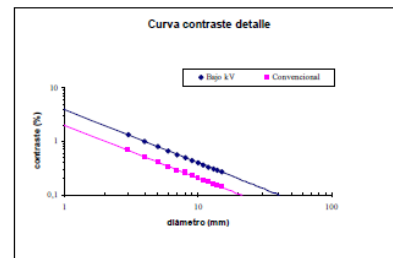


Figura 2 Sensibilidad a bajo contraste

Del análisis de todos los datos tomados, y en concreto al estudiar la respuesta de la curva contraste detalle a la variación de kV y mAs, se puede observar que al aumentar los kV y los mAs el ruido disminuye, como era de esperar, y por tanto también se observa cómo la sensibilidad contraste-detalle mejora. En el caso clínico a evaluar se parte de unas imágenes de alto contraste ya que los estudios en los cuales se está aplicando esta técnica (estudios de abdomen y de sospecha de hemorragia digestiva) se realizan con contraste yodado. En este caso la disminución de kV aumenta el contraste, ya que a bajas energías el coeficiente de absorción del yodo es mayor que en los tejidos, pero por otro lado aumenta el nivel de ruido. Por tanto, debemos aumentar el mAs para compensar este efecto. Como la dosis impartida depende linealmente de la carga y del cuadrado del kV, podemos explicar la reducción de dosis observada sin pérdida de calidad de imagen diagnóstica (contraste en la imagen), utilizando las técnicas definidas.

Conclusiones

En este análisis se han obtenido unos resultados objetivos de calidad de imagen comparando parámetros físicos. Los resultados ayudan a entender el comportamiento de estos parámetros con la técnica seleccionada (kV, mAs y espesor de corte), y a comparar dos técnicas que en la práctica estaban dando suficiente calidad de imagen clínica. Sin embargo, para evaluar completamente los protocolos de adquisición hay que tener en cuenta que la calidad de imagen clínica implica también un factor subjetivo de percepción del radiólogo, en el que interviene el efecto de la anatomía de la región de interés y la densidad relativa de los órganos a identificar, además de la propia sensibilidad del ojo. Para realizar una evaluación más completa de la calidad de imagen de esta técnica, habría que recurrir a métodos de análisis científicos realizando estudios ciegos por varios radiólogos. (4)

Bibliografía

- [1] David J. Brenner, Ph.D., D.Sc., and Eric J. Hall, D.Phil., D.Sc. Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure. *N Engl J Med* 2007;357:2277-84.
- [2] Guimarães et al. Appropriate Patient Selection at Abdominal Dual-Energy CT Using 80 kV: Relationship between Patient Size, Image Noise, and Image Quality. *Radiology: Volume 257: Number 3—December 2010*
- [3] Funama Y, Awai K, Nakayama Y, et al. Radiation dose reduction without degradation of low-contrast detectability at abdominal multisection CT with a low-tube voltage technique: phantom study. *Radiology* 2005; 237:905–910
- [4] Francis Zarb, Louise Rainford, Mark F. McEntee. Image quality assessment tools for optimization of CT images. *Radiography* (2010) 16, 147e153

HERRAMIENTA PARA LA VERIFICACIÓN DE PARÁMETROS GEOMÉTRICOS Y CONSTANCIA DE CALIDAD DE IMAGEN EN EQUIPOS DE RADIODIAGNÓSTICO

Mayo P¹, Verdú Martín G², Rodenas Escribá F², Marín Peinado B², Campayo Esteban Nogueira JM³, Díez Domingo S³, Villaescusa Blanca JI⁴, Hernando González I⁵, Ruiz Manzano P⁶, Rivas Ballarín MA⁶, Melchor Iñiguez M⁷, Asensio Martínez MI⁷

¹Titania ST. Spin-Off UPV. Grupo Dominguis. Sorolla Center. Valencia.

²Instituto de Investigación de Seguridad Industrial, Radiofísica y Medioambiental. Universidad Politécnica de Valencia. Valencia.

³Hospital Clínico Universitario de Valencia. Valencia.

⁴Hospital Politécnico y Universitario La Fe. Valencia.

⁵Hospital Universitario Río Hortega. Valladolid.

⁶Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza.

⁷Hospital Universitario de la Ribera. Valencia.

Correspondencia: p.mayo@titaniast.com

Palabras clave: Control calidad. Radiodiagnóstico. Procesado imagen.

Introducción y objetivos

En este trabajo se presenta la aplicación de una herramienta innovadora desarrollada para el control de calidad detallado de equipos de radiodiagnóstico [1-2]. Se ha pretendido validar dicha herramienta para la verificación de los parámetros geométricos y para la evaluación de la constancia de la calidad de imagen en equipos de radiodiagnóstico, valorando su utilidad por parte de varios Servicios de Radiofísica y Protección Radiológica de diversos hospitales, en concreto *el Hospital Clínico Universitario de Valencia, el Hospital Universitario y Politécnico La Fe, el Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid, el Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza y el Hospital Universitario de la Ribera de Alzira de Valencia*. Para ello se ha llevado a cabo su implementación en dichos Servicios evaluándola a lo largo de un tiempo y obteniendo resultados del funcionamiento de sus propios equipos de forma complementaria al control de calidad que como mínimo es obligatorio realizar anualmente. Dicha utilidad, integrada por *maniquí radiográfico RACON* y *software de análisis automático SoftRACON*, sirve para cuantificar periódicamente y de forma objetiva la calidad de imagen obtenida por equipos radiográficos digitales y así detectar posibles anomalías, además de verificar los parámetros geométricos.

Material y métodos

El *maniquí radiográfico RACON* desarrollado tiene distintas zonas de test implantadas, entre los cuales están la zona de alta resolución, la de bajo contraste, cuña de grises y la de homogeneidad para análisis de rejilla. Además de los necesarios para verificaciones geométricas que permiten realizar estudios de concordancia y centrado entre el campo luminoso, campo de radiación y soporte de imagen [2-3]. El procedimiento de uso del maniquí conlleva la obtención de dos imágenes en condiciones concretas de tensión (kV), corriente (mA) y tiempo (ms), para analizar todos los parámetros necesarios. Conjuntamente al maniquí, el *software de análisis de imagen automático (SoftRACON)* basado en algoritmos de procesamiento de imagen digital avanzados, permite generar informes sobre el estado del equipamiento. Dicho software implementado en un entorno gráfico flexible, lleva incorporado una base de datos adaptada a las necesidades de los hospitales con distintos tipos de equipos, donde la gestión de la información es vital para realizar consultas a lo largo del tiempo. Además el software está adaptado para comunicar con la red PACS del hospital y analizar imágenes almacenadas en el mismo.

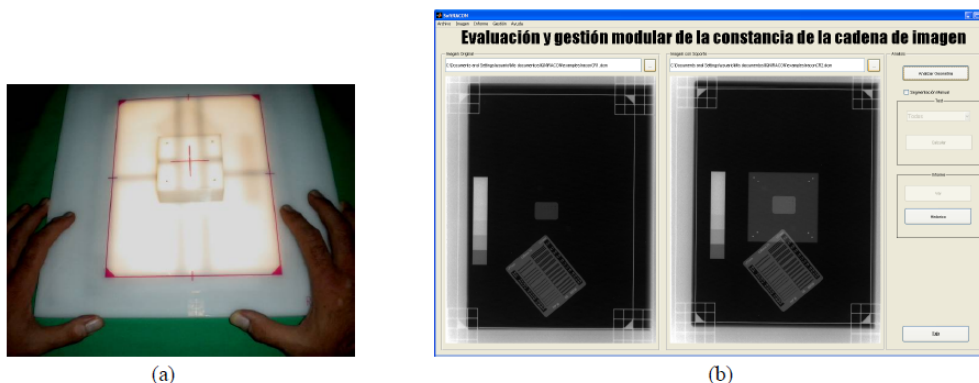


Figura1: (a) Posicionamiento del maniquí RACON con el soporte de ortogonalidad. (b) Imágenes en posición adecuada para ser analizadas por SoftRACON.

Resultados y discusión

A modo de ejemplo, se muestran algunos de los resultados obtenidos en el informe final que genera *SoftRACON* tras analizar la imagen y el resumen del estado del equipamiento.

DATOS GEOMÉTRICOS					
Haz luminoso		18x24	cm ²		
Haz de radiación		19x25	cm ²		
Alineación Radiación-Luz	Desv. ánodo-cátodo	2,59	cm	2,59	%
	Desv. Per. ánodo-cátodo	1,09	cm	1,40	%
	Sum Desv.	3,59	cm	3,59	%
Coincidencia Centro Campo Luz-Cruceta	Desv. ánodo-cátodo	1,32	cm	1,32	%
	Desv. Per. ánodo-cátodo	0,58	cm	0,58	%
Alineación Radiación-Cruceta		0,09	cm	0,49	%
Alineación Radiación-Campo de Registro		1,04	cm	1,44	%
Alineación Luz-Campo de Registro		0,96	cm	0,96	%
Ortogonalidad Haz Radiación		0,79	°		
Lateralidad Horizontal		0,69	°		
Lateralidad Vertical		0,39	°		
Centrado del Tubo RX		X			
Descentrado paralelo a las líneas de rejilla					
Descentrado perpendicular a las líneas de rejilla					
Descentrado oblicuo a las líneas de rejilla					

Figura 2: Resultados obtenidos por el software de análisis SoftRACON en cuanto a verificaciones geométricas

Desde hace varios meses los hospitales citados en la introducción están evaluando el maniquí y el software propuestos, lo cual están llevando a cabo mediante una serie de ensayos con los que se pretende analizar si la herramienta en cuestión es capaz de verificar la integridad geométrica del sistema de rayos X (concordancia, centrado, perpendicularidad, homogeneidad) y caracterizar los parámetros de calidad de la imagen sensibles a la variación de condiciones en la técnica radiográfica. En la Tabla 1 se muestran algunos de los parámetros que se pretenden cuantificar comparando el valor que obtiene el hospital con sus procedimientos, con el obtenido en la aplicación de la herramienta de constancia.

PARÁMETRO	UNIDAD DE MEDIDA
Exposiciones	número
Tiempo	minutos
Análisis imagen	minutos
Subjetividad evaluación	Porcentaje de errores

Tabla 1: Parámetros a analizar por los hospitales en la validación de la Herramienta de seguimiento de constancia.

Conclusiones

La herramienta desarrollada, integrada por maniquí y software de evaluación, complementa los controles de calidad de equipos de radiodiagnóstico pues permite realizar un seguimiento más exhaustivo de la constancia de la calidad de la imagen, con la periodicidad que marque el usuario, comparando con análisis anteriores del equipo, ver sus tolerancias y valores mínimos de aceptabilidad según normas recomendadas nacionales e internacionales. Además presenta mayor objetividad en el estudio de la calidad de la imagen, debido al análisis automático a través de los objetos de test del maniquí y una mayor precisión a la hora de valorar los parámetros geométricos. Estas características unidas a una mayor flexibilidad en la gestión de imágenes obtenidas e informes generados en un determinado equipo mediante la base de datos incorporada y la posibilidad de poder comunicar con la red PACS del hospital, la hacen útil y aplicable al ambiente de trabajo hospitalario.

Bibliografía

- [1] Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, SEFM-SEPR-SERAM Revisión(2011)
- [2] Real Decreto 1976/1999: Criterios de Calidad en Radiodiagnóstico (1999).
- [3] Evaluation and routine testing in medical imaging departments. International Electrical Commission, 2003, IEC-61223-2.

IMPACTO DE LAS PUBLICACIONES ICRP 117 Y 120 EN LOS MÉTODOS DE PROTECCIÓN OPERACIONAL Y NIVELES DE DOSIS A PACIENTE EN PROCEDIMIENTOS GUIADOS POR FLUOROSCOPIA

Ramos Pacho JA, Verde Velasco JM, Gómez Llorente PL, Cons Pérez N, Gómez Llorente N, Pérez Álvarez ME, Delgado Aparicio JM, García Repiso S, Montes Fuentes C y Martín Rincón C

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Salamanca. Salamanca.
Correspondencia: jaramos@saludcastillayleon.es

Palabras clave: ICRP, Procedimientos guiados por fluoroscopia, Protección Operacional, Dosis a paciente.

Introducción y objetivos

La protección radiológica tanto del paciente como del personal expuesto en procedimientos guiados por fluoroscopia se ve dificultada por varias razones. Por un lado, los altos niveles de dosis que se requieren en muchas de las actividades para las que son usados, su dependencia con el tipo de exploración y las dificultades encontradas durante su transcurso. Por otro lado, el uso irregular de los dosímetros personales y de los sistemas de protección. Las publicaciones ICRP 117 y 120 plantean una serie de niveles de referencia y de recomendaciones a los trabajadores que nos sugieren la necesidad de reevaluar estos parámetros en nuestro centro a la luz de la nueva información vertida en ellos. En este trabajo se presentan los resultados obtenidos para estos indicadores, así como de las dosimetrías de área en nuestros equipos quirúrgicos. Así mismo se muestran las nuevas valoraciones para dosis en cristalino y miembros inferiores del personal intervencionista, habitualmente obviada en este tipo de personal.

Material y métodos

Se realizan adquisiciones de diversos datos. Referente al profesional expuesto a las radiaciones ionizantes, se dispone de medidas realizadas en los tres últimos años en los arcos isocéntricos fijos y móviles a los que da cobertura nuestro servicio (traumatología, digestología, hemodinámica, radiología vascular y neurocirugía), mediante el uso de dosímetros de área colocados en el propio arco del equipo, a media altura, de modo que resulte difícil que cualquier objeto o persona interfiera en la medida, lo que da una idea de la carga de trabajo del equipo. Además, al amparo de lo publicado en el ICRP 117, se ha puesto en marcha un procedimiento de estimación de dosis de los radiólogos vasculares en pies, tobillos y cristalino, mediante la colocación de dosímetros personales en dichas localizaciones. En cuanto a la dosis recibida por el paciente, se recogen datos proporcionados por los propios equipos empleados para procesos guiados por fluoroscopia y cardiología, como el número de imágenes, el tiempo de fluoroscopia y el producto de dosis área.

Resultados y discusión

Los resultados obtenidos muestran una gran diferencia de dosis de área en el centro del arco, y por lo tanto de carga de trabajo. Los equipos de mayor relevancia, como son los de cardiología hemodinámica y radiología vascular del Hospital Universitario de Salamanca, superan valores del dosímetro de área en arco de 200 mSv/año. Sin embargo el resto de arcos quirúrgicos apenas superan los 10 mSv/año. Además, el seguimiento llevado a cabo de la dosimetría personal en cristalino y extremidades inferiores de los radiólogos vasculares arroja unos resultados aproximados de 2 mSv/mes y 10 mSv/mes respectivamente, que superan los nuevos límites en cristalino recomendados en el ICRP 117, de 20 mSv/año. Por otra parte, en lo referente al paciente, nuestro servicio dispone de numerosos datos obtenidos de los indicadores de dosis a paciente en los centros a los que da cobertura, analizándose en este caso los resultados obtenidos de los procesos guiados por fluoroscopia y cardiología en el Hospital Universitario de Salamanca (urografía intravenosa, cistografías, ERCP y nefrostomía percutánea), además de la urografía intravenosa que se lleva a cabo en el Hospital Nuestra Señora de Sonsoles de Ávila. En todos los casos, salvo en el de la cistografía, los valores obtenidos se encuentran dentro de los intervalos recomendados por la ICRP, siendo la posible causa de esa excepción el hecho de que la denominada cistografía, en el caso de este centro, conlleva algún otro procedimiento diagnóstico o terapéutico, y por lo tanto necesitan una valoración más precisa. En cuanto a los procesos diagnósticos y terapéuticos en cardiología hemodinámica, nuestro servicio dispone de datos de los indicadores de dosis a paciente desde el año 2010, sobre todo de los procesos más frecuentes como son las coronografías, los cateterismos, la implantación de stent, y las ablaciones cardíacas por radiofrecuencia. Solamente en algún caso excepcional se ha superado el valor de 500 Gy \cdot cm² en el producto dosis-área, a partir del cual la ICRP recomienda un seguimiento de los posibles efectos que el paciente puede sufrir tras la irradiación.

Conclusiones

La protección radiológica del paciente y los trabajadores debe ser tratada con especial atención en aquellos procedimientos y equipos asociados con altas cargas de trabajo. Los resultados analizados muestran la necesidad de extender el control dosimétrico a aquellos casos en los que los trabajadores desarrollan su trabajo a pie de tubo, como es la radiología vascular, donde la actividad combina la realización de imágenes con los procesos guiados por fluoroscopia. En ellos se registran valores de dosis en cristalino que superan los límites recomendados por el documento 117 de la ICRP, que juntos con los registrados en extremidades inferiores exigen incrementar las medidas de protección. Adicionalmente, los indicadores de dosis a paciente analizados se encuentran dentro de los valores recomendados por la ICRP, lo que no significa que estas actividades guiadas por fluoroscopia no puedan ser optimizadas, comenzando por un correcto registro del tipo de exploración realizada. Por todo ello, el desarrollo de la formación de 2º nivel, con el apoyo de la información suministrada por los documentos ICRP anteriormente mencionados, puede suponer una gran oportunidad para una optimización de la práctica en este tipo de equipos, y con ello una mejor protección tanto de los profesionales implicados como de los pacientes, siendo estos últimos objeto de un especial seguimiento en caso de recibir altas dosis. Para ello este hospital cuenta con la colaboración de profesionales del Servicio de Dermatología.

Bibliografía

- [1] ICRP Publication 117, Radiological Protection in Fluoroscopically Guided Procedures Performed Outside the Imaging Department
- [2] ICRP Publication 120, Radiological Protection in Cardiology
- [3] RD 1976/1999 de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en Radiodiagnóstico

ESTUDIO SOBRE LA METALIZACIÓN EN TUBOS DE RX DE EQUIPOS FLUOROSCÓPICOS

Ramos Caballero LJ, Angulo Paín E, Iborra Oquendo MA y Seguro Fernández A.

Hospital Universitario Puerta del Mar. Cádiz.

Correspondencia: josramos78@gmail.com

Palabras clave: Tubo de rayos X. metalización. Filtración.

Introducción y objetivos

El PECCRD establece unos valores para el rendimiento de un equipo de rayos x en función de la filtración total de este (para 80 KV, una filtración total entre [2.5, 5] mm de Al). Sin embargo es recomendable verificar si el tubo de RX ha sufrido metalización por agotamiento (parte del tungsteno del ánodo se evapora y recubre el interior de la envoltura del tubo). Este efecto produce un aumento en la filtración del tubo y una disminución del rendimiento.

Material y métodos

El estudio se ha realizado sobre los nueve arcos quirúrgicos, en modo graffa, que posee nuestro hospital. Se han realizado medidas para obtener el valor del rendimiento en función del KV, en el intervalo [50-120] KV y ajustado los valores a la función empírica: $R(KV) = A \cdot (KV)^n$ para conseguir el exponente n (entorno a 2) y la constante de ajuste A.

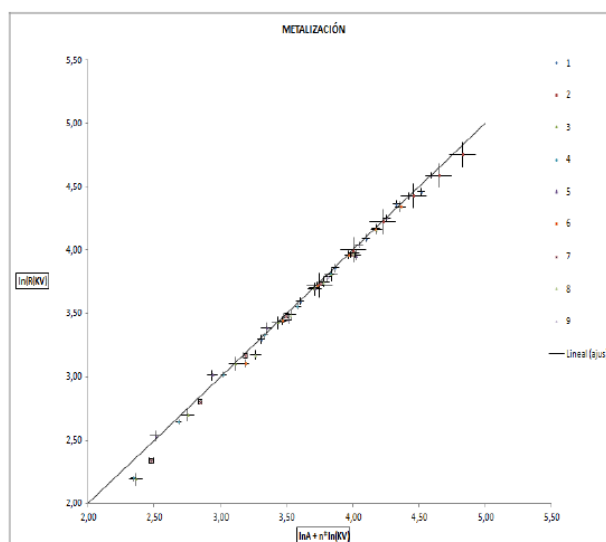
Una vez conseguidos, se debe representar: $\ln(R(KV)) = \ln A + n \cdot \ln(KV)$ y verificar que esta relación es una recta con pendiente única.

Resultados y discusión

En la gráfica de la derecha se han representado los valores calculados junto a sus incertidumbres, para cada uno de los distintos arcos quirúrgicos. También se ha representado la recta ideal a la cual deben ajustarse.

En la siguiente tabla aparecen recogidos los coeficientes de ajuste de cada equipo:

EQUIPO Nº	MODELO	A (X10 ³)	n	R ² adj
1	RADIUS-TCR4	5	2,2	0,995
2	RADIUS-R9	10	1,98	0,9946
3	PHILIPS BV-300	0,5	2,45	1
4	PHILIPS BV-PULSERA	0,4	2,51	0,9959
5	PHILIPS BV-PULSERA	0,1	2,9	0,9939
6	RADIUS-R9	7	2	0,9983
7	PHILIPS BV-PULSERA	0,5	2,5	0,9924
8	RADIUS-R9	15	1,8	1
9	RADIUS-R9	30	2,7	1



Conclusiones

En general todos los equipos estudiados presentan un buen ajuste por encima del valor de 70 KV donde más se notan los efectos de la metalización. Los equipos Philips (más filtrados), se ajustan peor a bajos KV que los Radius, presentando en general un menor rendimiento. Sin embargo los Radius se ajustan peor para KV altos.

Es conveniente comprobar anualmente la constancia del rendimiento con el kilovoltaje para controlar el posible deterioro del tubo de RX.

Bibliografía

Ruiz Manzano, Pedro "Equipos de graffa". En: Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. (ed) *Senda editorial*. Madrid, revisión 2011 p. 46-47

NIVELES DE REFERENCIA EN DIAGNÓSTICO (NRD) PARA EXPLORACIONES EN TC DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO DONOSTIA

Iriando Igerabide U¹, Puértolas Hernández JR¹, Masso Odriozola A², Alonso Espinaco MT², Pino León C¹,
 Lozano Flores FJ¹ y Larretxea Etxarri R¹

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Donostia. Gipuzkoa.

²Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital Donostia. Gipuzkoa.

Correspondencia: unai.iriandoigerabide@osakidetza.net

Palabras clave: NRD. TC. CTDI. DLP.

Introducción y objetivos

El uso creciente de la tomografía computerizada (TC) en radiodiagnóstico (RXD) ha aumentado significativamente la dosis colectiva debida a exposiciones médicas [1]. Esto significa un aumento del riesgo de cáncer de 1.5 % en la población de EEUU en el periodo entre 1996 y 2007 [2]. El objetivo de este trabajo es el establecimiento de los niveles de referencia para diagnóstico (NRD) en TC, para las regiones anatómicas, en el Hospital Universitario Donostia (HUD), con el fin de reducir la dosis a pacientes y sin perjuicio del diagnóstico requerido.

Material y métodos

El estudio se ha realizado en los seis TCs del HUD:

TC1: General Electric Lightspeed VCT64

TC2: General Electric Lightspeed RT16

TC3: Siemens Somatom VAcces

TC4: General Electric Optima CT660

TC5: General Electric Lightspeed 5.X 16

TC6: Toshiba Aquilion 64

Durante el año 2012 se determinaron los indicadores de dosis CTDI_{vol} y DLP de los equipos anteriores para distintas combinaciones de tensión (kV) y colimación total. De esta forma se calcularon los factores de corrección para los valores de CTDI_{vol} y DLP mostrados por los equipos. Para las medidas se utilizaron el maniquí de cuerpo (32 cm) y el maniquí de cabeza (16 cm), junto al detector Unfors Xi-CT (calibración de fábrica el año 2011). Las exploraciones que se han analizado fueron realizadas en noviembre de 2012. En total 171 pacientes adultos (>14 años) sin tener en cuenta la talla. Las regiones anatómicas para las cuales se ha anotado los indicadores de dosis son las siguientes: cerebro, tórax, abdomen, tórax-abdomen, abdomen-pelvis y tórax-abdomen-pelvis. La clasificación de los estudios se ha realizado con la colaboración de médicos especialistas en RXD. Todos los valores anotados de CTDI_{vol} y DLP se han corregido por los factores de corrección calculados previamente.

Resultados y discusión

Resultados obtenidos:

Región anatómica	Nº pacientes	CTDI _{vol} (mGy) promedio	DLP (mGy.cm) promedio	DLP (mGy.cm) P75	Desviación estándar del DLP (mGy)	Rango (DLP)
Cerebro	40	45.9	793	939	185	[598-1145]
Tórax	36	12.9	429	537	189	[257-824]
Abdomen	16	14.4	567	644	142	[380-848]
Tórax-abdomen	14	11.3	550	695	224	[299-920]
Abdomen-pelvis	30	16.2	778	928	181	[436-1179]
Tórax-abdomen-pelvis	35	15.0	976	1344	335	[423-1565]

Conclusiones

- Para las seis exploraciones consideradas, que constituyen aproximadamente el 80 % de los TC realizados en el HUD, los niveles establecidos son inferiores a los valores publicados de EEUU y Reino Unido, pero más altos que los valores de Alemania [3].
- Consideramos necesaria la elaboración de una base de datos con los NRD de TC de los distintos hospitales del estado con el fin de mejorar las prácticas radiológicas en base al criterio ALARA.
- Según nuestra experiencia la colaboración de los servicios de Radiofísica y RXD es fundamental para la correcta clasificación de las distintas exploraciones de TC.

Bibliografía

- [1] Medical radiation exposures. En: Sources of ionizing radiation UNSCEAR 2008 REPORT Vol I Annex A.
- [2] Brenner DJ, Hall EJ, Phil D. Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure. N Engl J Med 2007; 357:2277-2284.
- [3] Martin CJ, Huda W. Intercomparison of patient CTDI surveys in three countries. Radiation Protection Dosimetry (2012), pp. 1-10.

ESTUDIO DE LA PROTECCIÓN DE CAMPOS QUIRÚRGICOS ESTÉRILES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS DE LARGA DURACIÓN

Soria Ruíz-Ogario L¹, Rodríguez Cobo C¹, Pifarré Martínez X¹, Barros Candelero JM¹, Fernández Lozano I², Castro Urda V² y Toquero Ramos J².

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda. Majadahonda. Madrid.

²Unidad de Arritmias. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda. Majadahonda. Madrid.

Correspondencia: leticia.soria@salud.madrid.org

Palabras clave: Intervencionismo, Protección Radiológica, Dosimetría in vivo, campos quirúrgicos estériles, Dosimetría Ocupacional.

Introducción y objetivos

El intervencionismo cardiológico es una de las ocupaciones de mayor riesgo radiológico en el ámbito hospitalario. Para reducir ese riesgo, se están desarrollando distintos dispositivos, en especial para los casos en los que no se puede usar la pantalla plomada de techo [1]. Actualmente se está extendiendo el uso de unos campos quirúrgicos estériles de protección radiológica (CQ), desechables y libres de plomo (con estaño y tungsteno) que se colocan sobre el paciente con objeto de mitigar la radiación dispersa que este emite. En este trabajo se ha realizado un estudio de la reducción de dosis al médico intervencionista proporcionada por los CQ en distintas intervenciones de la sala de Electrofisiología de nuestro hospital, analizando a su vez la conveniencia de su uso de forma habitual en estos servicios.

Material y métodos

Se han utilizado los siguientes materiales y equipos:

- Campos quirúrgicos estériles de protección radiológica modelo Radpad escudo femoral y modelo

Radpad escudo subclavia de Worldwide Innovations & Technologies, Inc.

- Sistema de dosimetría 'Dose Aware' (Philips Medical Systems, Eindhoven, Holanda) compuesto por seis dosímetros electrónicos de semiconductor conectados por radiofrecuencia a una pantalla

LCD que muestra y almacena las dosis en tiempo real.

- Laboratorio de Electrofisiología dotada con arco intervencionista Artees Zee de Siemens

El estudio se llevó a cabo en 14 procedimientos de los considerados de larga duración y alto riesgo: 10 colocaciones de dispositivos de resincronización cardiaca (abordaje subclavia) y 4 ablaciones complejas (abordaje femoral). En cada uno de ellos se colocó un dosímetro electrónico en el exterior del delantal del médico intervencionista. Cada procedimiento se dividió en dos partes. En la primera, se trabajó sin la presencia del CQ y en la segunda, con el CQ colocado sobre el paciente. El dosímetro electrónico del médico permitió determinar las dosis de radiación que alcanzan su delantal en cada parte: D_{sinCQ} y D_{conCQ} , respectivamente; a partir de ellas podrá estimarse la disminución de dosis asignable a la presencia del CQ. Se eligió esta metodología porque permite comparar valores de dosis, con y sin campo quirúrgico, procedentes de la dispersión de un mismo paciente, ya que comparar las dosis procedentes de pacientes con CQ con dosis procedentes de otros pacientes sin CQ supone un sesgo importante por cuanto la radiación dispersa es muy dependiente de la morfología y masa corporal de cada paciente. Por otro lado, se ha establecido un método de normalización de las medidas de dosis realizadas en cada una de las dos partes del procedimiento, dada la imposibilidad de conseguir que la radiación emitida en ambas sea exactamente igual. Para ello se registra, por separado, el producto Dosis por Área de cada uno de los dos intervalos del procedimiento (PDA_{sinCQ} y PDA_{conCQ}) y, con la relación que se obtiene entre una y otra, calculamos la dosis normalizada correspondiente a la parte del estudio hecha con QC (D_{conCQ}^n):

$$D_{\text{conCQ}}^n = D_{\text{conCQ}} \cdot (PDA_{\text{sinCQ}} / PDA_{\text{conCQ}})$$

con la que es inmediato calcular f_{atenCQ} , esto es, el factor de atenuación de la dosis que recibe el médico intervencionista debida al CQ:

$$f_{\text{atenCQ}} (\%) = 1 - D_{\text{conCQ}}^n / D_{\text{sinCQ}}$$

Resultados y discusión

Los resultados obtenidos en cada uno de los 14 procedimientos aparecen recogidos en la tabla 1:

Tabla 1. Atenuación de la radiación dispersa por el CQ

caso	Vía de abordaje	Producto dosis por área en el punto de referencia intervencionista ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)			Dosis médico (μSv)			Factor de atenuación del CQ $f_{\text{atenCQ}}(\%)$
		PDA _{conCQ}	PDA _{sinCQ}	Cociente de normalización	D _{conCQ}	D _{conCQ} ⁿ	D _{sinCQ}	
1	Subcl.	1345,3	738,7	0,55	51,0	28,0	130,0	78,46%
2	Subcl.	6090,4	593,3	0,10	33,0	3,2	50,0	93,57%
3	Subcl.	22312	8388,9	0,38	336,0	126,3	616,0	79,49%
4	Subcl.	13360,2	1189,5	0,09	213,0	19,0	50,0	62,07%
5	Subcl.	10766,6	6535,2	0,61	124,0	75,3	123,0	38,81%
6	Subcl.	13344,4	1497,9	0,11	47,0	5,3	96,0	94,50%
7	Subcl.	1920,2	538,6	0,28	30,0	8,4	37,0	77,26%
8	Subcl.	27434,3	527,3	0,02	766,0	14,7	26,0	43,37%
9	Subcl.	10696,5	1829,3	0,17	59,0	10,1	139,0	92,74%
10	Femoral	13034,4	11193	0,86	14,0	12,8	28,0	57,06%
11	Femoral	2322,8	1518,1	0,65	4,0	2,6	17,0	84,62%
12	Femoral	10669	12978,3	1,22	5,0	6,1	21,0	71,04%
13	Femoral	12380,8	8492,5	0,69	5,0	3,4	6,0	42,84%
14	Subcl.	3980	2747,4	0,69	154,0	106,3	143,0	25,66%
Atenuación Promedio:								67,25%

Como se puede ver, el factor de atenuación es significativo en todos los casos; si bien hay diferencias notables entre unos pacientes y otros. Estas diferencias nos parecen atribuibles, en gran medida, a la distinta colocación del CQ sobre el paciente, dado que su capacidad de absorción es muy dependiente de la geometría de apantallamiento del dispositivo. Adicionalmente, se observa como el nivel de dosis recibida por el cardiólogo es sensiblemente menor en los estudios con abordaje femoral, fundamentalmente por la distancia del facultativo al tubo y por el uso de la pantalla de protección radiológica de techo (el abordaje por subclavia dificulta su uso).

Conclusiones

De todo este estudio, se deduce que el nivel de protección operacional en las salas de intervencionismo, se vería incrementado alrededor de un 70% de su valor actual con el uso de los CQ, pudiéndose llegar hasta valores del 90%, si la colocación del mismo es la óptima. Por esto, como conclusión del trabajo, se recomienda añadir el CQ a las medidas actuales de protección radiológica para intervenciones especialmente largas y complejas. Quizá con mayor motivo en las intervenciones en las que el abordaje se realiza por vía subclavia; caso en el que el uso de los CQ se hace más relevante, como la mejor alternativa de protección radiológica.

Bibliografía

[1] Helmut W. Lange, Heiner von Boetticher. Reduction of operator radiation dose by a pelvic lead shield during cardiac catheterization. JACC Cardiovasc Inter. 2012; 5(4): 445-49.

INFLUENCIA DE LA MODIFICACIÓN DEL PROTOCOLO INTERNO DE CAMBIO DE DOSÍMETROS EN EL CONTROL DE LA DOSIMETRÍA PERSONAL

Ruiz MA, Ramírez Ros JC, Lobato Muñoz M, Jódar López CA, Jérez Sainz MI, Pamos Ureña M, Carrasco Rodríguez JL

Hospital Universitario Virgen de la Victoria. Málaga.

Correspondencia: masunruz@gmail.com

Palabras clave: Dosimetría personal, incidencias, Dosis administrativas.

Introducción y objetivos

Tras observar que en determinados Servicios del hospital el tanto por ciento de dosímetros no leídos era del orden del 25% se decidió cambiar el protocolo interno de cambio para intentar disminuir ese dato, ya que tanto la implantación de las dosis administrativas en 2008 por parte del CND a partir de la Instrucción Técnica CSN-IT-03/17 como anteriores protocolos internos basados únicamente en la formación de los trabajadores y un seguimiento personalizado de cada usuario no lo habían conseguido. En las retribuciones del Servicio Andaluz de Salud, existe un Complemento de Productividad con factor variable donde se tiene en consideración el rendimiento profesional. Este complemento retributivo es variable, no lineal y está vinculado al rendimiento. Viene a retribuir, por un lado, los resultados obtenidos por el Servicio o Unidad, por otro, el desempeño individual, la asunción de tareas adicionales al puesto de trabajo y la participación en programas especiales, y finalmente el nivel de desarrollo profesional alcanzado. Cada centro puede definir con los Responsables de cada Servicio los objetivos específicos de cada trabajador, que supone un determinado tanto por ciento de la retribución total. Todos los miembros del Servicio firman el Acuerdo de Objetivos, donde se especifican todos los objetivos, tanto comunes como específicos. Lo que se hizo en el nuevo protocolo de cambio de dosímetros fué vincular esta retribución variable en su parte de objetivos específicos de cada individuo al correcto uso del dosímetro, de manera que el uso incorrecto del mismo pudiera influir en la retribución individual del trabajador. Se tuvo especial cuidado con el proceso de cambio mensual, de manera que pudieramos determinar con exactitud si el usuario estaba utilizando correctamente el dosímetro o no. Se va a explicar el Protocolo Interno de cambio de dosímetros y sus resultados en un determinado Servicio donde se empezó a aplicar en enero del 2011. En la actualidad también se aplica a otros Servicios.

Material y métodos

A principio de cada mes, la Unidad de Radiofísica le prepara al Servicio los dosímetros a usar. El Servicio está dividido en varias secciones. En cada una de estas secciones existirá un responsable durante el tiempo que dure el cambio. El responsable recogerá sus dosímetros correspondientes y en el momento de la entrega, se asegurará junto con el responsable designado por la Unidad de Radiofísica de que lo entregado coincide con los datos incluidos en una hoja y firmarán ambos que están de acuerdo con lo entregado. Junto a los dosímetros irán también unas hojas de firmas. En las hojas entregadas aparecerán dos columnas de firmas, para que firme el responsable en la columna de devolución cuando los usuarios le vayan devolviendo los dosímetros usados y para que firme el usuario en la columna "recoge" al recoger su dosímetro nuevo. Una vez se hayan cambiado todos los usuarios o una vez se haya cumplido la fecha límite de cambio indicada en la hoja, los responsables de cada sección se acercan de nuevo a la Unidad de Radiofísica donde se aseguran junto con el responsable designado por ésta de que lo que devuelve coincide con la hoja entregada y firmarán ambos que están de acuerdo con lo entregado. Mensualmente Radiofísica emite un informe dirigido a la Dirección del Servicio con las incidencias ocurridas durante el cambio dosimétrico, indicando las altas, bajas, pérdidas o no devoluciones en fecha, para que de esta forma se pueda evaluar el cumplimiento o no cumplimiento de los objetivos individuales de los trabajadores. Antes de poner en marcha este procedimiento, se procedió a informar a todos los trabajadores del nuevo Protocolo mediante una acción formativa. Se aprovechó dicha acción formativa para explicar a los trabajadores los distintos tipos de dosimetría, distintos modelos de dosímetros y sus características técnicas y las condiciones de uso de los dosímetros personales.

Resultados y discusión

El protocolo comenzó a utilizarse a principios del año 2011 sobre un total de 154 historias dosimétricas y se sigue usando en la actualidad. El tanto por ciento de dosímetros leídos ha pasado del 74% en el 2010, al 87% y al 85% en el 2011 y 2012 respectivamente. El número de dosímetros perdidos también ha disminuido significativamente, pasando de 14 dosímetros perdidos en el 2010 a 2 y 0 en los siguientes años. El número de asignaciones de dosis administrativas debido a distintas incidencias, como son no envíos reiterados, dosímetros perdidos o lecturas anómalas ha bajado de 58 incidencias en el 2010 a 18 y 12 en el 2011 y 2012.

	solapa		muñeca		Abdomen		Total	
	Nº Hist	% leídos	Nº Hist	% leídos	Nº Hist	% leídos	Nº Hist	% leídos
2012	113	1032/1199	11	110/133	2	6/6	126	85
2011	120	1041/1193	13	133/148	1	2/2	134	87
2010	128	895/1221	23	147/168	3	6/10	154	74

	No envíos retirados			Dosímetros perdidos			lecturas anómalas			TOTAL
	solapa	muñeca	total	solapa	muñeca	total	solapa	muñeca	total	
2012	10	0	10	0	2	0	0	0	0	12
2011	16	0	16	2	0	2	0	0	0	18
2010	44	0	44	13	1	14	0	0	0	58

Conclusiones

La vinculación del correcto uso del dosímetro con la retribución económica percibida por el trabajador es muy útil, ya que nos ha permitido disminuir el número de asignaciones de dosis administrativas debido a distintas incidencias, como son no envíos reiterados, dosímetros perdidos o lecturas anómalas. Esto no había ocurrido anteriormente ni con la implantación de las dosis administrativas por parte del CND a partir de la Instrucción Técnica CSN-IT-03/17 ni con anteriores protocolos internos basados únicamente en la formación de los trabajadores y un seguimiento personalizado de cada usuario. Por otra parte también nos ha servido para concienciar al trabajador sobre sus obligaciones administrativas y sobre el trabajo realizado por parte de la Unidad de Radiofísica sobre su situación personal.

DETERMINACIÓN DE LA DOSIS EFECTIVA PARA LOS TRABAJADORES DEL SERVICIO DE HEMODINÁMICA USANDO DOBLE DOSIMETRÍA

Ruiz López MA, Lobato Muñoz M, Jódar López CA, Ramírez Ros JC, Jérez Sainz MI, Pamos Ureña M y Carrasco Rodríguez JL

Hospital Universitario Virgen de la Victoria. Málaga.

Correspondencia: masunruz@gmail.com

Palabras clave: Dosis efectiva. Hemodinámica. Dosímetro. Doble dosimetría.

Introducción y objetivos

En Radiología Intervencionista, para evaluar la dosis personal de los trabajadores medimos las dosis equivalentes personales profunda Hp(10) con dosímetros de solapa que constan de una lámina de aluminio anodizado con cuatro detectores de LiF:Mg,Ti, colocada entre dos láminas de plástico con cuatro filtros, suministrados por el Centro Nacional de Dosimetría. Estas lecturas las consideramos asimilables a dosis efectivas, siendo ésta en la actualidad la magnitud limitadora que aparece en el reglamento español y sirve para limitar y regular la aparición de efectos estocásticos en el intervalo de dosis baja. Si el dosímetro personal se usa en una posición representativa de su exposición, a dosis bajas y suponiendo una exposición uniforme en todo el cuerpo, el valor Hp(10) provee un valor de la dosis efectiva suficientemente exacta para los objetivos de la protección radiológica. Sin embargo, la medida usando un solo dosímetro sobre el delantal plomado puede llevarnos a una sobreestimación de la dosis efectiva, mientras que la medida con un solo dosímetro bajo el delantal nos puede conducir a una subestimación. Según la ICRP 85, un dosímetro individual usado bajo el delantal de plomo dará lugar a una estimación razonable de la dosis efectiva para la mayoría de los casos. El uso de un dosímetro adicional a nivel del cuello por encima del delantal de plomo nos puede proporcionar una indicación de la dosis en la cabeza (dosis del cristalino). Además, es posible combinar las dos lecturas del dosímetro para proporcionar una estimación mejorada de la dosis efectiva. En el Servicio de Hemodinámica de nuestro Hospital hemos mantenido a un trabajador durante 3 años con la doble dosimetría leída mensualmente. Con las lecturas de estos dosímetros vamos a hacer, siguiendo distintos algoritmos, varias estimaciones de la dosis efectiva para ver si, con las condiciones de trabajo que se dan en este Servicio, sería necesario extender esta práctica al resto de trabajadores para obtener así una mejor estimación de la dosis efectiva.

Material y métodos

Un cardiólogo del Servicio de Hemodinámica ha llevado durante 3 años un dosímetro por encima del delantal a la altura del cuello y otro por debajo y a la altura del pecho. El personal del Servicio utiliza delantal plomado, protector de tiroides y gafas plomadas. En particular, nuestro trabajador utiliza un delantal con protección frontal de 0,35 mm eq. Pb, protector de tiroides de 0,5 mm eq. Pb y gafas plomadas de 0,75 mm eq. Pb. La instalación dispone de una mampara suspendida del techo equivalente a 0,5 mm Pb. Existe mucha literatura que nos describe diferentes algoritmos para la estimación de la dosis efectiva a partir de la doble dosimetría. Nosotros vamos a considerar algunos de ellos, teniendo en cuenta que otros no los podemos usar por la localización de nuestros dosímetros. En todos los casos hemos supuesto que nuestro trabajador usaba el protector de tiroides, ya que si no, los algoritmos que deberíamos usar son distintos.

Wambersie y Delhove	$E=Hu+0,1 Ho$	Hu=pecho Ho=cuello u hombro
NCRP N° 122 (un solo dosímetro)	$E=Ho/21$	Ho=cuello
NCRP N° 122 (doble dosímetro)	$E=0,5Hu+0,025Ho$	Hu=cintura Ho=cuello
Huyskens et al. (un solo dosímetro)	$E=Ho/D$ $E=HuM$	D=5 y M=3 para la práctica intervencionista
Franken y Huyskens (un solo dosímetro)	$E \leq Ho/5$	Ho= delante central
Franken y Huyskens (doble dosímetro)	$E \leq Hu + Ho/30$	Hu= delante central cintura Ho= delante central cuello
Sherbini y Decicco	$E=1,0 Hu+0,07Ho$	Hu=cintura Ho=cuello

Hu=Hp(10) medido bajo el delantal Ho=Hp(10)medido sobre el delantal E=dosis efectiva

Resultados y discusión

Tras utilizar las lecturas de nuestros dosímetros para calcular la dosis efectiva con los algoritmos mostrados en la tabla anterior, observamos que si usamos sólo la lectura del dosímetro ubicado bajo el delantal (dosis equivalente personal profunda Hp(10)) como valor de dosis efectiva y la comparamos con el cálculo realizado utilizando el algoritmo de la NCRP 122 con doble dosímetro sólo encontramos valores distintos en tres ocasiones (tres lecturas mensuales) y la diferencia en los tres casos fue de sólo 0,1 mSv (mínima lectura con este tipo de dosimetría). Con el resto de los algoritmos la situación es similar, con desviaciones menores o iguales a 0,1 mSv. La excepción es el algoritmo de Wambersie y Delhove; haciendo uso de él, obtenemos valores de dosis efectivas algo más altos, en promedio 0,2 mSv más elevados, siendo la máxima desviación de 0,4 mSv, lo que era de esperar puesto que la literatura al respecto ya considera este algoritmo muy conservador.

Conclusiones

Con las condiciones de trabajo que concurren en este Servicio, no sería necesario extender la utilización de doble dosímetro al resto de trabajadores, ya que podríamos asegurar con un solo dosímetro puesto bajo el delantal, que el valor Hp(10) provee un valor de la dosis efectiva suficientemente exacta para los objetivos de la protección radiológica.

DETECTABILIDAD DE BAJO CONTRASTE EN TC. COMPARACIÓN ENTRE OBSERVADORES HUMANOS Y UN MODELO DE OBSERVADOR

Hernández-Girón I^{1,2}, Geleijns J³, Calzado A², Joemai RMS³ y Veldkamp WJH³

¹Unitat de Física Mèdica . Universitat Rovira i Virgili. Reus.

²Departamento de Radiología. Universidad Complutense de Madrid. Madrid.

³Radiology Department. Leiden University Medical Center. Leiden. Holanda.

Correspondencia: irene.debroglie@gmail.com

Palabras clave: TC. Calidad de imagen. Modelo de observador. Optimización. Dosis.

Introducción y objetivos

La tomografía computarizada (TC) es una de las técnicas más utilizadas en los servicios de radiodiagnóstico. Existe una gran variabilidad en la dosis y la calidad de imagen para indicaciones similares entre distintos equipos y centros. De los diferentes parámetros que existen para caracterizar la calidad de imagen, la detectabilidad de bajo contraste (LCD) permite determinar el umbral mínimo de dosis necesario para una tarea de detección definida. Puede estudiarse de forma subjetiva, por varios observadores analizando imágenes de maniqués con distribuciones de objetos conocidas. Este método es complejo, debido al gran número de imágenes y condiciones a analizar, y además puede presentar sesgos. Como alternativa, los modelos de observador permiten, mediante un análisis objetivo de las imágenes, analizar la influencia de los distintos parámetros involucrados en la calidad de imagen. El objetivo de este trabajo es estudiar la LCD con imágenes reales de TC y otras simuladas con ruido blanco mediante un modelo de observador. Los resultados se comparan con los obtenidos en un experimento análogo por observadores humanos

Material y métodos

El modelo de observador elegido, *non-prewhitening matched filter with eye filter* (NPWE) está integrado en un software implementado en Matlab, que analiza imágenes de TC del maniquí Catphan [1]. Todas las imágenes se adquirieron en un escáner de 320 secciones (AquilionONE, Toshiba) seleccionando 120 kV, 64x0,5 mm, 5 mm de espesor y un filtro de reconstrucción (FC 12, soft body) para diferentes valores de carga del tubo por vuelta (50-100-200-400 mAs). Para cada condición, se adquirieron 20 series de imágenes y, tras eliminar aquellas que contenían artefactos, se obtuvieron finalmente grupos de 71 imágenes para cada valor de mAs. El método se basa en la correlación entre una plantilla de las tres distribuciones de objetos del módulo de bajo contraste del maniquí con las imágenes de TC. Éste consiste en tres grupos de contraste (0,3, 0,5 y 1%) con 9 objetos cada uno, de diámetros comprendidos entre 2-15 mm. Para cada serie de imágenes se obtiene de forma automática, para cada objeto, el índice de detectabilidad d' y de proporción de aciertos (PC) [2]. Se considera que un objeto es visible si supera el umbral $PC \geq 75\%$. Así se obtiene d' (o PC) en función del valor de mAs y del contraste. Además, se analizaron imágenes simuladas generadas añadiendo ruido blanco ($\sigma=12$) a la plantilla del módulo de bajo contraste de Catphan. En todos los casos se realizaron ajustes psicométricos de PC en función del tamaño de objeto. Uno de los parámetros de ajuste, α , es el umbral de visibilidad, el tamaño del objeto más pequeño visible, relacionado con $PC=75\%$. Para validar cuantitativamente los resultados con observadores humanos, se diseñó un experimento de dos alternativas forzadas (2-AFC) en Matlab que muestra el objeto a detectar, junto con dos imágenes, una con objeto y otra sin él, para cada condición analizada, las mismas usadas por el NPWE en sus cálculos. Para la obtención de estas muestras, se hizo una corrección previa en las imágenes del Catphan, de manera que se eliminaron los objetos próximos a aquel que se quería analizar. De este modo, las muestras tienen un tamaño suficiente (55 x 55 pixels) para los observadores. Las imágenes de los grupos de 1% y 0,5% de contraste fueron analizadas en un monitor diagnóstico por dos observadores para todos los valores de mAs y de ruido blanco en dos sesiones distintas, para estudiar la variación intra-observador. Se efectuó un test de Wilcoxon de muestras pareadas con signo para analizar la variación intra- e inter-observador y descartar así los resultados en que la concordancia no fuese satisfactoria. Aquellos que superaron dicho test, se utilizaron para calcular los valores de PC para cada condición y sesión, y se hicieron los correspondientes ajustes psicométricos. Finalmente se compararon los umbrales de detectabilidad para el modelo de observador y el observador humano promedio.

Resultados y discusión

Los resultados de NPWE mostraron que d' aumenta con el tamaño de los objetos y el contraste tanto para las imágenes reales como las simuladas. El umbral de detectabilidad de los ajustes psicométricos de las series de mAs estuvo en el rango (2,9-1,6 mm) para la serie de 0,5% de contraste y en el rango (1,8-1,4 mm) para 1%, respectivamente. Todos los objetos del maniquí con diámetros ≥ 2 mm son visibles para la serie de mayor contraste y todos los mAs analizados, mientras que para 0,5% y 50-100 mAs, el límite es ≥ 3 mm. El análisis de Wilcoxon de los observadores permitió identificar dos series para uno de ellos, en que no

se superaba el test de concordancia intra-observador, por lo que fueron repetidas. El umbral de detectabilidad α para el observador humano promedio, estuvo en el rango (4,0-2,2 mm) y (1,9-1,6 mm) para los grupos de 0,5% y 1% de contraste, respectivamente. Para las imágenes simuladas en ruido blanco, tanto para NPWE como para el observador humano, α tomó un valor de 1,6 mm y 1,8 mm para los grupos del 1% y 0,5% de contraste. El umbral para el observador humano promedio fue 1,6 mm y 2,6 mm, respectivamente. El modelo de observador es capaz de detectar objetos más pequeños que el observador humano, en ruido blanco, en condiciones de bajo contraste. En la tabla 1, se muestran los resultados de PC en función del tamaño de objeto para el grupo de 0,5% de contraste en función del valor de mAs, junto con los resultados para las imágenes simuladas en ruido blanco, tanto para el modelo de observador como para el observador humano promedio. Se observa como PC aumenta al aumentar el valor de mAs, como era de esperar. En la figura 1, se muestra el ajuste psicométrico de los valores obtenidos por los 2 observadores en las dos sesiones para la serie de 0,5% de contraste en las imágenes simuladas del maniquí con ruido blanco. Se observa como existe cierta variación en los valores de PC en las distintas sesiones para cada observador, así como la variación inter-observador.

Conclusiones

El método automático propuesto para analizar de forma automática la detectabilidad de bajo contraste en imágenes de TC de forma objetiva ha mostrado las mismas tendencias que el observador humano, tanto en imágenes reales de TC como en imágenes simuladas en ruido blanco. El modelo de observador NPWE es más eficiente que el humano para detectar objetos de bajo contraste, especialmente en imágenes ruidosas. Otros modelos de observador podrían ser implementados en el futuro. Puede ser una herramienta valiosa para evaluar estrategias de reducción de dosis o comparar la calidad de imagen entre distintos fabricantes de escáneres. También podría permitir la comparación de parámetros característicos de la calidad de imagen entre diferentes escáneres de TC. Estas herramientas podrían ser adaptadas para analizar imágenes de otros maniqués de calidad de imagen o imágenes de otras técnicas.

Bibliografía

- [1] Hernandez-Giron I, Geleijns J, Calzado A, Veldkamp WJH. Automated assessment of low contrast sensitivity for CT systems using a model observer. *Med Phys* 2011;38:S25-S35.
- [2] Reiser I, Nishikawa RM. Identification of simulated microcalcifications in white noise and mammographic backgrounds. *Med Phys* 2006;33:2905-2911.

CALIBRACIÓN GEOMÉTRICA DE UN SISTEMA MICRO-CBCT

Martínez Rodríguez I^{1,2}, Chevalier del Río M^{1,2}, Alieva T^{2,3} y García Pinto D^{1,2}

¹Física Médica. Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid. Madrid.

²Laboratorio de Imagen por Rayos X. Centro de Apoyo a la Investigación “Difracción de Rayos X”. Universidad Complutense de Madrid. Madrid.

³Departament de Òptica. Facultad de Ciencias Físicas. Universidad Complutense de Madrid. Madrid.

Correspondencia: isidoromr_88@hotmail.com

Palabras clave: Tomografía Computarizada. Micro-foco rayos-X. CBCT. Imagen Médica.

Introducción y objetivos

La reconstrucción de las imágenes a partir de las proyecciones generadas con un sistema de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) exige una calibración muy precisa de un número importante de variables que caracterizan la geometría del sistema. En la actualidad, existen varios métodos de calibración¹ consistentes en el uso de maniqués específicos. En este trabajo se ha utilizado una metodología basada en la obtención de imágenes de un maniquí simple², que ha demostrado obtener resultados similares o incluso mejores comparado con otros métodos más complejos.

Material y métodos

El dispositivo experimental está constituido por un tubo de rayos X microfoco (Hamamatsu L10951-04) y un detector tipo flat-panel (Hamamatsu, mod. C7940DK-02). El objeto se sitúa en una plataforma rotatoria (Zaber Inc.). La posición relativa foco-detector se controla a través de tres actuadores que gobiernan el movimiento de tres plataformas de translación en los tres ejes (Zaber Inc.). Todo el sistema se controla a través de un PC. El maniquí consiste en un conjunto de bolas colocadas sobre la superficie de un cilindro.

Resultados y discusión

La geometría del sistema micro-CBCT queda especificada por los siete parámetros siguientes: Distancia foco-detector (SDD), distancia foco-isocentro (SID), posición central del detector (u_0 , v_0) determinada por la intersección de la generatriz del cono de rayos-X con el isocentro y el detector y los tres ángulos del plano del detector: ángulo de inclinación vertical (φ), ángulo de inclinación horizontal (σ) y el ángulo de rotación del plano (η) entorno a la generatriz del cono de rayos-X. Por medio de simulaciones y utilizando el método de calibración, se ha calculado el porcentaje de error en el cálculo de la posición central del detector en función de los ángulos φ y σ en el rango $[-5^\circ, 5^\circ]$ (ver imagen adjunta). Se ha comprobado que para ángulos de apertura inferiores a 10° el porcentaje de error es menor al 1%. Asimismo se ha estudiado la dependencia de la precisión con que se obtienen los distintos parámetros geométricos con la distancia de separación entre las bolas que forman el maniquí para el caso $SDD = 40$ cm, $SID = 15$ cm, $u_0 = v_0 = 6$ cm y $\eta = 1^\circ$ y distancias entre bolas en el rango 5 mm a 2 cm. Para este caso se obtienen errores menores al 0.3% independiente de la separación entre bolas, salvo el ángulo de rotación η cuyo error disminuye al aumentar la separación entre bolas, siendo del 1% para distancias de 5 mm y 0.4% para distancias mayores a 1.5 cm.

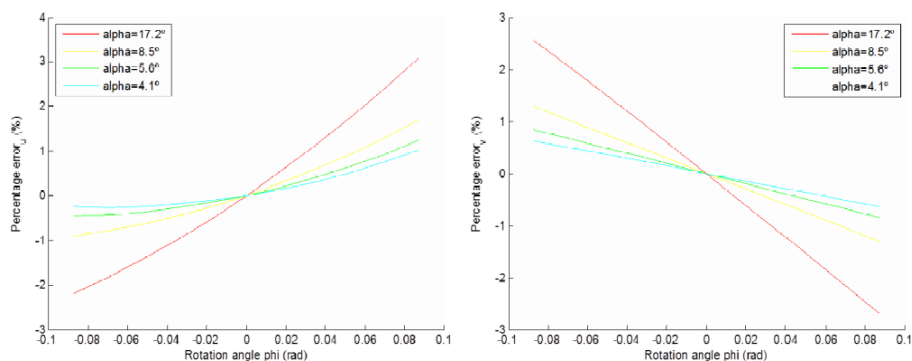


Figura 1. Porcentaje de error en la estimación de la posición central del detector (u_0 izquierda, v_0 derecha) en función del ángulo de inclinación vertical Φ , para distintos ángulos de apertura del haz de rayos-X.

Conclusiones

Por medio de simulaciones se ha comprobado que el método de calibración geométrica utilizando un maniquí sencillo², para sistemas de micro-CBCT, permite obtener los parámetros que caracterizan al sistema con errores menores al 0.4%. El desarrollo de la simulación permite, a su vez, obtener las características necesarias del maniquí (separación entre bolas) en función de la precisión necesaria requerida en las distintas condiciones de adquisición de imágenes del sistema.

Bibliografía

1. Cho Y, Moseley DJ, Siewerdsen JH, Jaffray DA. Accurate technique for complete geometric calibration of cone-beam computed tomography systems. *Med. Phys* 2005; 32:968-983.
2. Yang K et al. A geometric calibration method for cone beam CT systems. *Med Phys* 2006; 33(6): 1695-1706.

EVALUACIÓN DEL CONTROL DE CALIDAD SEMANAL DE UN MAMÓGRAFO DIGITAL

Angulo Paín E¹, Ramos Caballero LJ¹, Ureña Llinares A¹, Iborra Oquendo MA¹, Quiñones Rodríguez LA¹, Castro Ramírez I¹, González Aquino P² y Aguirre Huelga MJ²

¹UGC Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario Puerta del Mar. Cádiz.

²UGC de Patología Mamaria (Unidad de Detección Precoz del Cáncer de Mama). Distrito Sanitario Bahía de Cádiz-La Janda.

Correspondencia: esther.angulo.sspa@juntadeandalucia.es

Palabras clave: Mamografía digital, control de calidad.

Introducción y objetivos

En la nueva edición del PCCRD (2011) se ha establecido como pruebas semanales de control de calidad para los equipos de mamografía digital el análisis de artefactos del equipo y elementos defectuosos en los DR, la constancia del funcionamiento del CAE, la exactitud del espesor determinado por el sistema de compresión, la constancia en la uniformidad y calidad de la imagen. El objetivo del trabajo es evaluar los datos recogidos durante el primer año de funcionamiento del equipo.

Material y métodos

El mamógrafo analizado es un General Electric (GE) modelo Senographe Essential Care instalado en marzo de 2012 usado para el programa de screening de mama del Distrito Sanitario Cádiz Bahía-La Janda. Se han utilizado los maniqués suministrados por la propia casa comercial: Un fantoma uniforme de metacrilato para el análisis de campo plano, el maniqué ACR RMI156 para evaluar la calidad de imagen, el IQST Phantom para evaluar la uniformidad de la relación contraste-ruido y estimar los valores de la función de transferencia de la modulación a 2 y 4 lp/mm, y un juego de placas de PMMA de distintos espesores para verificar el control automático de la exposición y el correcto nivel de señal-ruido en la imagen. El sistema de análisis que se ha empleado para las pruebas es el propio software de GE instalado en el equipo.

Resultados y discusión

Se han analizado los datos recogidos por los técnicos del equipo semanalmente desde su instalación hasta febrero de 2013. En el mes de mayo se tuvo que proceder a una recalibración del detector al no pasar estos los controles de calidad establecidos para campo plano ya que los valores de uniformidad de brillo y modulación de alta frecuencia sobrepasaron la tolerancia establecida. Desde entonces los valores han ido aumentando progresivamente si bien se aprecian diferencias de los obtenidos en los controles a primera hora de la mañana y los realizados por la tarde debido al calentamiento del equipo. Los valores de uniformidad de la SNR se mantienen constantes. Se aprecia como el equipo muestra una tendencia constante pero descendente de la MTF durante este periodo. Se detecta que no se realizó la nueva referencia de la CNR tras la recalibración de la ganancia del detector y que este valor se va separando paulativamente de la referencia. Se observan diferencias en los valores de del brillo al realizar los controles a primera hora de la mañana o a primera hora de la tarde. El test de calidad de imagen con maniqué ACR se ha pasado favorablemente en todas las ocasiones.

Conclusiones

Es importante respetar el calentamiento del equipo, ya que afecta a los valores obtenidos, pudiendo no pasar la prueba de control. Se aprecia la utilidad de los controles periódicos si bien debiera existir alguna herramienta más de análisis que evaluara la evolución en el tiempo de los parámetros para predecir tendencias. Por nuestra experiencia se podría establecer una recalibración del detector de manera semestral para mantener el equipo en condiciones óptimas y evitar paradas no programadas que afectan a la continuidad asistencial.

Bibliografía

Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Senda editorial. Madrid, revisión 2011
Manual de Control de Calidad del Senographe Essential de GE. 530863-6-S-1ES (2009)

GESTIÓN DE LA INFORMACIÓN DOSIMÉTRICA EN PACIENTES DE RADIODIAGNÓSTICO EN EL HGU DE CIUDAD REAL. APLICACIÓN DE PLATAFORMA INFORMÁTICA “MYDOZE”

Gil Agudo A1, Zapata Jiménez JC¹, Peinado Zamora AB¹, Laguna Lobato MA², Carrascosa Fernández CB¹, Arjona Gutiérrez J¹ y Torres Donaire J¹

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiofísica. Hospital General Universitario de Ciudad Real. Ciudad Real.

²Servicio de Informática. Hospital General Universitario de Ciudad Real. Ciudad Real.

Correspondencia: agila@.sescam.jccm.es

Palabras clave: Niveles de Referencia de Dosis, registro de dosis, Dosis Efectiva.

Introducción y objetivos

Dentro del objetivo de la optimización de dosis al paciente en Radiodiagnóstico está ampliamente aceptada la necesidad de establecer unos niveles de referencia en diagnóstico locales (NRDL) para cada equipo o modalidad. La Unión Europea ha publicado guías y directivas para que sean incorporados en las legislaciones de los países miembros. [1],[2] Así mismo es necesario un parámetro que permita estimar el riesgo estocástico de una forma comparable entre diferentes técnicas de imagen (desde la radiología simple hasta el TAC o las técnicas fluoroscópicas más complejas). Si bien este es un tema sujeto aún a debate y en continuo desarrollo, la ICRP 103 [3] apunta la utilidad de la dosis efectiva como una magnitud útil para comparar el riesgo entre diferentes técnicas. Disponer de herramientas que permitan la estimación de esta magnitud para cada modalidad de imagen y para cada paciente será de gran utilidad para avanzar en el objetivo último de la optimización de la dosis al paciente. Para conseguir los objetivos principales de este estudio se establecen dos líneas de trabajo. Por una parte, el desarrollo y explotación de un sistema de información con los datos dosimétricos y los parámetros técnicos de cada modalidad de estudio, permitiendo disponer de un historial dosimétrico del paciente en pruebas diagnósticas. Por otra parte, a partir de estos datos se podrá establecer los NRDL para cada modalidad y técnica de imagen y se realizará una estimación de la dosis efectiva recibida por cada paciente como consecuencia de los diferentes estudios y exploraciones a los que sea sometido. El establecimiento de los NRDL permitirá establecer la base para la mejora de las técnicas. La implantación del seguimiento continuo de estos de una forma rutinaria y establecida es uno de los objetivos de este trabajo. Por otro lado la Dosis Efectiva es una magnitud que con las precauciones y limitaciones con las que es necesario manejarla, es de gran utilidad para la transmisión de la información a los médicos prescriptores y a los especialistas en Radiodiagnóstico. Dado que magnitudes como la Dosis en la Superficie de Entrada (DSE), el Producto Dosis Área (PDA) o el Índice de Dosis Volumétrico en TAC (CTDIvol), son parámetros de difícil interpretación clínica, la evaluación del riesgo de cada técnica se hace imprescindible para que la optimización de la dosis forme parte también de la práctica médica. Para el otro objetivo de este trabajo es obtener los parámetros necesarios para su estimación de una forma automatizada para cada estudio realizado en Radiología Digital y TAC.

Material y métodos

Los objetos de estudio para este trabajo comprenden el equipamiento emisor de radiaciones ionizantes de los Servicios de Radiodiagnóstico del HGU CR y del Centro de Especialidades de Diagnóstico y Tratamiento de Daimiel (CEDT). En concreto en este estudio nos centraremos en los equipos cuyas imágenes registradas en el PACS contienen información dosimétrica (Equipos de Radiología Convencional digitales y TAC). Se hará uso de una aplicación informática (MyDoze) desarrollada en nuestro Hospital para extraer y gestionar la información dosimétrica del PACS. Puesto que esta aplicación es capaz de realizar una consulta retrospectiva se establecen los NRDL para cada modalidad (PDA, DSE, CTDIvol y DLP) usando los datos registrados a lo largo del año anterior. A partir de ese momento se realiza un seguimiento automatizado de la evolución de estos parámetros. Se calculan los valores de Dosis Efectiva según factores de conversión obtenidos de la literatura para cada modalidad [4],[5]

Resultados y discusión

Con el estudio y la aplicación en conjunto, el SESCAM estará preparado para el cumplimiento de la futura normativa europea EURATOM 97/43[2] sobre Protección Radiológica de los pacientes, donde se exigirá que todos los equipos de radiodiagnóstico aporten información sobre la dosis a los pacientes y que la misma pueda ser transferida en un futuro a la historia clínica del paciente. El uso de la aplicación MyDoze ha permitido el registro de los indicadores dosimétricos para todos los pacientes sometidos a exploraciones diagnósticas en Radiología Convencional y TAC. Además mediante la gestión de la información de esta aplicación se han establecido los NRDL para estas modalidades y se está realizando el seguimiento de forma automatizada de

los indicadores correspondientes. Se obtienen los valores de dosis efectiva para cada estudio realizado y para cada paciente en Radiología

Convencional y TAC. A pesar de obtenerse por paciente y estudio deben entenderse como valores promedio para paciente estándar. Por lo que su uso es informativo y con objeto de comparación entre modalidades.

Conclusiones

La optimización de la dosis a pacientes es una tarea compleja, debido a las pocas herramientas prácticas de las que se dispone. La implantación de los niveles de referencia de diagnóstico facilita un criterio de mínimos para orientar en esta tarea. El establecimiento de unos NRDL, adaptados a los propios procedimientos, técnicas y pacientes de cada centro y el diseño de una herramienta informática que aproveche las características de la radiografía digital para su seguimiento y análisis, es imprescindible para llevar a cabo un programa de gestión y optimización de la dosis a pacientes efectivo. Cualquier cambio en las técnicas o el equipamiento podrán ser evaluadas en cuanto a su repercusión sobre la dosis a pacientes. Así mismo cualquier equipo nuevo digital puede ser incorporado a la aplicación siempre que dispongan de sistemas de estimación o medida de la dosis y tratamiento de imágenes según el protocolo DICOM. La disponibilidad de una magnitud como la dosis efectiva por exploración para cada paciente, que permite la comparación de riesgos entre diferentes modalidades de imagen además de ser aditiva, es una herramienta útil para la concienciación de los médicos prescriptores. Su uso para el registro de dosis en la historia del paciente es todavía discutible. Debido a la complejidad para realizar un cálculo personalizado lo suficientemente aproximado y de una forma automatizada y a su validez en caso de irradiaciones muy inhomogéneas (como en el caso del TAC). En cambio abre nuevas posibilidades en cuanto a la formación tanto de los Médicos especialistas en Radiología como de los médicos que prescriben las pruebas.

Bibliografía

- [1] Comisión Europea. Guía sobre los niveles de referencia para diagnóstico (NRD) en las exposiciones médicas. Protección Radiológica 109. 1999
- [2] Comisión Europea. Council Directive 97/43/EURATOM of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure. Official Journal of the European Communities 1997; 180:22-7.
- [3] ICRP. Publicación 103. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Ann. ICRP 37 (2-4), 2007
- [4] H.P.A. Centre for Radiation, Chemical and Environmental Hazards. Report 028. Radiation Risks from medical X-Ray Examinations as a function of the sex and age of the patient. 2011. B,F Wall et Al
- [5] Walter Huda, Dennise Magill, Wenjun He. CT effective dose per dose length product using ICRP 103 weighting factors.

ESTIMACIÓN DE LA DOSIS GLANDULAR MEDIA EN UN EQUIPO DE TOMOSÍNTESIS

Núñez Martínez LMR, Sánchez Jiménez J y Pizarro Trigo F

Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario de Burgos. Burgos.

Correspondencia: lara_n_m@yahoo.es

Palabras clave: Tomosíntesis. Dosis glandular.

Introducción y objetivos

Buscando mejorar la información que nos aporta una imagen de mamografía los fabricantes han implementado la tomosíntesis. Con este método de adquisición y reconstrucción de imagen pasamos de tener una imagen 2D a una imagen 3D, de forma que se reduce o elimina el efecto de solapamiento de tejidos. La estimación de la dosis, que es siempre un parámetro fundamental en el control de calidad de los equipos de radiodiagnóstico, lo es más si cabe en el caso de la mamografía dada la radiosensibilidad de este órgano y la frecuencia de su uso. El objetivo de este trabajo es la determinación de la dosis glandular media en un equipo de mamografía con tomosíntesis.

Material y métodos

Para el cálculo de la dosis glandular media usaremos el formalismo dosimétrico propuesto por Dance et al (1). Este formalismo propone una metodología de cálculo similar a la de un mamógrafo 2D. El formalismo introduce los factores “tomo” (t y T) usados respectivamente para calcular la dosis glandular media en cada proyección individual o para el examen completo.

En mamografía 2D estimamos la dosis glandular media, según el protocolo europeo, con la fórmula:

$$D_{2D} = K \cdot g \cdot c \cdot s$$

donde

K: Kerma en aire incidente en la superficie de entrada de la mama sin retrodispersión.

g: Convierte el kerma en aire en la superficie de entrada en dosis glandular para una mama con una glandularidad del 50%. Su valor depende del espesor de la mama y de la calidad del haz de rayos X (primera capa hemirreductora, CHR).

c: Corrige la diferencia en glandularidad con respecto a la glandularidad del 50%. Su valor depende del espesor, glandularidad de la mama y de la calidad del haz (CHR).

s: Es un coeficiente que depende de la combinación ánodo/filtro.

Para la dosimetría en tomosíntesis usamos la ecuación:

$$D(\theta) = K \cdot g \cdot c \cdot s \cdot t(\theta)$$

D(θ): Dosis en cada proyección individual con ángulo θ

t(θ): Factor “tomo” para cada ángulo θ

K: Kerma en aire medido a 0°.

Si la carga en todas las proyecciones es la misma la fórmula se convierte en:

$$D_{tot} = K \cdot g \cdot c \cdot s \cdot T = K \cdot g \cdot c \cdot s \cdot (1/N \cdot \sum t_i(\theta_i))$$

El equipo que vamos a evaluar es un mamógrafo digital Selenia Dimensions 3D. Las medidas se han realizado con el detector de estado sólido MPD de Barracuda si bien están en curso medidas con una cámara de ionización PTW para mamografía. El equipo Selenia Dimensions 3D adquiere 16 imágenes para la reconstrucción tomográfica, una proyección 2D con rejilla seguida de 15 proyecciones sin rejilla.

Resultados y discusión

Para realizar el cálculo hemos medido el kerma en aire, CHR de las proyecciones 2D (con combinaciones ánodo filtro W/Rh y W/Ag) y CHR de las proyecciones 3D (con combinación ánodo filtro W/Al). Se han procesado los valores obtenidos usando las tablas propuestas por Dance DR et al. y se han obtenido los resultados:

PMMA (e. mm)	kVp/filtro	mAs Tomo	mAs 2D	kVp/Filtro	K(mGy) Tomo	K(mGy) 2D	DG(mSv) Tomo	DG(mSv) 2D	DGM (mSv)
30(32)	28/Al	40	83	26/Rh	2,54	2,021	0,90	0,809	1,71
40(45)	30/Al	51	108	28/Rh	3,93	3,33	1,13	1,072	2,20
45(53)	31/Al	64	131	29/Rh	5,388	4,449	1,42	1,312	2,73
50(60)	33/Al	66	161	31/Rh	6,805	6,689	1,65	1,791	3,44
60(75)	36/Al	80	182	31/Ag	10,35	10,34	2,22	2,478	4,69

Conclusiones

La dosis glandular media en un equipo de tomosíntesis es ligeramente superior al valor aceptable para mamografía 2D. Es por ello que pese a las evidentes ventajas que aporta al diagnóstico, debe valorarse la relación coste-beneficio en su utilización.

Bibliografía

[1] Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis: factors for use with the UK, European and IEAE breast dosimetry protocols.

DESARROLLO DE UN PLUG-IN DE IMAGEJ PARA EL CONTROL DE CALIDAD DE UN ESCÁNER

Otal Palacín A, Fuentemilla Urío N, Olasolo Alonso J, Martín Albina ML, Miquélez Alonso S, Lozares Cordero S, Pellejero Pellejero S, Mañeru Cámara F, Rubio Arroniz A y Soto Prados P

Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona. Navarra.
Correspondencia: aotalpal@navarra.es

Palabras clave: Escáner. ImageJ.

Introducción y objetivos

El incremento en las exigencias de calidad a los equipos de radiodiagnóstico hace necesario que nos dotemos de herramientas eficientes que simplifiquen lo mas posible las tareas de análisis de los datos obtenidos en los controles de calidad. Podemos optar por soluciones basadas en programas informáticos comerciales o por el contrario intentar desarrollar los nuestros propios a medida de nuestras necesidades. Por ello hemos desarrollado un plug-in para el programa ImageJ que automatiza el trabajo de análisis de la calidad de imagen en los escáneres del Servicio Navarro de Salud.

Material y métodos

El maniquí utilizado para la adquisición de imágenes es el CATPHAN® 500, de la empresa THE PHANTOM LABORATORY INCORPORATED, con el módulo CTP404 en lugar del CTP401 del modelo original en catálogo. Mediante este maniquí evaluamos espesor de corte, linealidad del número CT, energía efectiva y la verificación del posicionamiento del maniquí (CTP404), resolución en bajo contraste (CTP515), resolución en alto contraste (CTP528) y uniformidad (CTP486). El software desarrollado es un plug-in para la plataforma ImageJ. Lo hemos probado con los siguientes equipos:

Monocorte

- Siemens Somatom Balance Emotion

Multicorte

- Siemens Somatom Sensation 64
- Phillips Brilliance 64
- Toshiba Aquilion 64
- General Electric Bright Speed 16
- General Electric Bright Speed 4

Resultados y discusión

Hemos evaluado nuestro software comparando los resultados obtenidos con los métodos no automáticos descritos en el manual de CATPHAN en diferentes CTs, tanto monocortes como multicortes, encontrando que ambos estaban dentro de las tolerancias del método. También estamos en este momento intentando comparar nuestros resultados con algún software comercial cuya fiabilidad esté probada en la literatura.

Conclusiones

El diseño del programa nos ha permitido un ahorro de tiempo considerable en el análisis de los datos de nuestros escáneres. Además, la variedad de modelos en los que hemos probado el plug-in, ha permitido robustecer el código con la idea de distribuirlo en el futuro.

Bibliografía

Rasband, W.S., ImageJ, U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA, <http://imagej.nih.gov/ij/>, 1997-2012
Ronald T. Droege, Richard L. Morin A practical method to measure the MTF of CT scanners, Med. Phys. 9, 758 (1982)

CÁLCULO DE DOSIS EN MANIQUÍES ANTROPOMÓRFICOS ICRP 110 MEDIANTE SIMULACIÓN DE PROTOCOLOS GENERALES PARA UN EQUIPO DE TC DE 320 SECCIONES

Cros Torrents M¹, Geleijns J² y Salvadó Artells M¹

¹Unitat de Física Mèdica. Universitat Rovira i Virgili. Reus.

²Radiology Department. Leiden University Medical Center. Leiden. Holanda.

Correspondencia: maria.cros@urv.cat

Palabras clave: Dosimetría. Dosis efectiva, simulación Montecarlo, maniqués ICRP, Aquilion ONE, protocolos generales.

Introducción y objetivos

Recientemente, se ha desarrollado un equipo de tomografía computarizada multicorte de 320 secciones (Aquilion ONE) que permite escanear longitudes nominales de 160 mm en una sola rotación de 0,35 s. Estas características permiten reducir el tiempo de irradiación, minimizar los artefactos de movimiento y eliminar las rotaciones “extras” (*overranging*) asociadas a las adquisiciones helicoidales de otros escáneres, disminuyendo de este modo la dosis a pacientes. El objetivo de este estudio es llevar a cabo, usando un programa de simulación Montecarlo, una estimación de las dosis recibidas en maniqués antropomórficos *voxelizados* en los exámenes de cuatro protocolos generales establecidos para el Aquilion ONE adquiriendo en haz cónico de 320×0,5 mm. Finalmente, se obtendrán unos factores de conversión entre los valores de producto dosis longitud (DLP) y los de dosis efectivas para cada protocolo.

Material y métodos

Con el fin de reproducir adecuadamente el funcionamiento del equipo de TC estudiado, se ha adaptado un programa de simulación Montecarlo que emplea el código Electron Gamma Shower V4 (EGS4) adaptado para el transporte de fotones de baja energía. Este programa de simulación fue desarrollado, ajustado y validado para otros equipos TC en trabajos anteriores [1] y posteriormente se adaptó para el Aquilion ONE, teniendo en cuenta la geometría del equipo, los modos de adquisición y los parámetros de irradiación, y se caracterizó dosimétricamente utilizando maniqués geométricos de PMMA [2]. Para el presente estudio se han utilizado los maniqués computacionales *voxelizados* publicados por la ICRP Documento 110 [3] y que representan el hombre y la mujer adultos estándar. Las características de cada maniqué fueron implementadas en el programa de simulación en trabajos previos [4] con el fin de calcular dosis absorbidas en órganos y tejidos, incluyendo la médula roja y la superficie ósea, debidas a exploraciones de TC. La implementación de los maniqués se validó con su aplicación en equipos de TC de haz cónico (CBCT) destinados a radiología oral y maxilofacial [5]. El programa de Montecarlo desarrollado se ha utilizado para simular las exploraciones correspondientes a cuatro protocolos generales del Aquilion ONE (Toshiba Medical Systems (Otagawa, Japan)) para hallar las dosis en órganos y las dosis efectivas (calculadas de acuerdo con los factores de ponderación del tejido de la ICRP-103) recibidas por los maniqués antropomórficos en cada protocolo: dos protocolos CTA musculoesqueléticos, hombros y caderas, y dos protocolos TC vasculares, cabeza y arterias renales. Esta última exploración aplica modulación de intensidad, de modo que el código de simulación ha sido adaptado para poder seleccionar libremente la intensidad (mA) reproducida en cada posición angular del tubo de rayos X. Por otro lado, se han medido experimentalmente los valores del producto dosis longitud (DLP) para cada uno de los cuatro protocolos a partir de la magnitud \bar{D}_{100} , definida para el Aquilion ONE y relacionada con el CTDI₁₀₀ en trabajos anteriores [2]. Todas las simulaciones se han realizado en el CESCA (Centre de Supercomputació de Catalunya). Los cálculos de dosis se han obtenido mediante la simulación de $20 \cdot 10^6$ historias para cada protocolo, empleando un tiempo de computación promedio de 20 minutos.

Resultados y discusión

Las dosis equivalentes en cada órgano varían drásticamente en función de la zona anatómica irradiada en cada protocolo, siendo las más elevadas las correspondientes a los órganos que se encuentran dentro de la zona irradiada por el haz primario de radiación. Así, para el protocolo de cabeza, la mayor dosis equivalente corresponde al cerebro (30 mSv para hombre y 32 mSv para la mujer) y representa un 30% de la dosis efectiva asociada a este protocolo. Para el protocolo de arterias renales, los órganos que reciben más dosis equivalente son el páncreas y los riñones, aunque los órganos que contribuyen más a la dosis efectiva son el colon y el estómago debido a sus elevados factores de ponderación del tejido. Para el protocolo de hombros se han obtenido las máximas dosis equivalentes en la tiroides (48 y 56 mSv) contribuyendo a un tercio de la dosis efectiva y que, junto con el pulmón, son los responsables de más de la mitad de la dosis efectiva. Finalmente, en el protocolo de caderas, la vejiga presenta una dosis equivalente de 28 y 44 mSv en hombre y mujer respectivamente, mientras que la próstata y el útero obtienen dosis equivalentes de 30 mSv. Además, en este caso la dosis en gónadas toma importancia en el cálculo de dosis efectiva, contribuyendo en más de un 35%. Las dosis efectivas calculadas para cada protocolo se han promediado por sexo, obteniéndose

valores entre 1,1 mSv (CTA Cabeza) y 6,7 mSv (CTA Hombros). A partir de los valores medidos de DLP se han hallado para cada protocolo los factores de conversión que oscilan entre $1,6 \cdot 10^{-3}$ y $19 \cdot 10^{-3}$ mSv/mGy·cm, valores correspondientes al protocolo de cabeza y al de hombros respectivamente.

Conclusiones

En este estudio se han calculado, mediante simulación Montecarlo, las dosis en órganos y las dosis efectivas en los maniqués de la ICRP para cuatro protocolos generales de exploraciones TC en el equipo Aquilion ONE. También se han medido los valores del producto dosis longitud para cada protocolo con el fin de obtener los correspondientes factores de conversión. Estos factores permiten realizar una estimación primaria de la dosis efectiva a partir del producto dosis longitud (DLP), magnitud dosimétrica que aparece en la consola del escáner.

Bibliografía

1. Geleijns J, Joemai RMS, Dewey M, de Roos A, Zankl M, Calzado A, Salvadó Artells M. Radiation Exposure to Patients in a Multicenter Coronary Angiography Trial (CORE 64). *American Journal of Roentgenology*. AJR 2011;196(5):1126 –1132.
2. Geleijns J, Salvadó M, de Bruin PW, Mather R, Muramatsu Y, McNitt-Gray MF. Computed tomography dose assessment for a 160 mm wide, 320 detector row, cone beam CT scanner. *Physics in Medicine and Biology*. Phys. Med. Biol. 2009; 54: 3141–3159.
3. International Commission on Radiological Protection. Adult reference computational phantoms. ICRP Publication 110. Ann ICRP 39. Elsevier, 2009.
4. Salvadó M, Hernández-Girón I, Morant JJ, Casanovas R, López M, Calzado A. Implementación de los maniqués voxelizados ICRP 110 para el cálculo de dosis en equipos de radiodiagnóstico. XVIII Congreso Nacional de Física Médica - XIII Congreso Nacional de la Sociedad Española de Protección Radiológica. Sevilla, 2011.
5. Morant JJ, Salvadó M, Hernández-Girón I, Casanovas R, Ortega R, Calzado A. Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms. *Dentomaxillofac Radiol*. 2012. DOI: 10.1259/dmfr/92555893

COMPARACIÓN ENTRE LOS INDICADORES DOSIMÉTRICOS DADOS POR EQUIPOS Y LOS ESTIMADOS MEDIANTE DOSIMETRÍA TLD EN LOS MAMÓGRAFOS DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO 12 DE OCTUBRE

Rot San Juan MJ, Martínez Gómez LC, Gilarranz Moreno R, Milanés Gaillet AI, Adaimi Hernández P y
Delgado Rodríguez JM

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid.
Correspondencia: mariajose.rot@salud.madrid.org

Palabras clave: Mamografía. Dosimetría a pacientes. Dosimetría TLD.

Introducción y objetivos

De acuerdo al RD1976/1999 por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico, todas las unidades asistenciales de radiodiagnóstico están obligadas a implantar un Programa de Garantía de Calidad. Este programa debe incluir procedimientos para la evaluación, con una periodicidad mínima anual, de los indicadores de dosis en pacientes en las exploraciones más frecuentes. Tradicionalmente el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Universitario 12 de Octubre (Madrid) ha utilizado dosímetros de termoluminiscencia TLD para la medida de DSE (Dosis absorbida en aire a la superficie de entrada del paciente con retrodispersión) en exploraciones convencionales y mamografía. Con la incorporación de la nueva tecnología, los equipos disponen de indicadores de dosis para esta magnitud. En este trabajo compararemos para los mamógrafos de nuestra área la medida con TLD de la DSE con los valores arrojados por los equipos.

Material y métodos

Se han estudiado 5 mamógrafos y se han tomado medidas desde julio de 2010, excepto para dos mamógrafos de reciente instalación, para los que tenemos datos desde enero de 2012. Para la medida de la DSE hemos empleado un maniquí de PMMA semicircular para mamografía de 45 mm de espesor y dosímetros TLD-100 ribbon de dimensiones 3.1x3.1x0.89 mm. Estos dosímetros se han calibrado en un haz de referencia de mamografía Mo/Mo 28 kV con 0.33 mm Al de capa hemirreductora y energía media del espectro 16.3 keV. A partir de la información de dependencia energética de los TLD suministrada por el fabricante, se estima que la variación del factor de calibración para las distintas calidades empleadas en las medidas (ver Tabla) es inferior al 0.5%. Se dispone de una lectora Harshaw QS 3500. Mensualmente, en cada uno de los mamógrafos, se irradian 3 TLD sobre el maniquí en el modo automático de exposición habitualmente empleado con pacientes (Ver Tabla). Tras sustraer el fondo a la lectura de los dosímetros y aplicar el factor de calibración, convertimos dichas lecturas de los TLD en DSE. Se toma para la DSE medida (DSE_{med}) el valor promedio de las tres lecturas. Se ha estimado que la incertidumbre de DSE_{med} es del 8% ($k=2$). Gran parte de esta incertidumbre proviene de la falta de reproducibilidad de la lectora. Tras la irradiación de cada uno de los TLD se anota la DSE proporcionada por el equipo y se toma el promedio de los tres datos (DSE_{eq}). Para cada equipo se ha comparado el promedio de las DSE_{med} y de las DSE_{eq} .

kV	Combinación Ánodo/Filtro	Marca/Modelo	E media espectro (keV)	TLD utilizados
28	Mo/Rh	GE Senographe 2000 DS	17,3	60
28	W/Rh	Siemens Mammomat Inspiration	18,6	66
29	Rh/Rh	GE Essential	17,9	66
28	W/Rh	Siemens Mammomat Inspiration	18,6	27
28	W/Rh	Siemens Mammomat Inspiration	18,6	27

El número de dosímetros y de lecturas disponibles para cada equipo es el indicado en la última columna de la Tabla.

Resultados y discusión

Las diferencias entre DSE_{med} y DSE_{eq} se sitúan en el rango $[-7\%, 6\%]$. De manera habitual, el fabricante de los equipos no suministra información detallada de los algoritmos de cálculo de la DSE, por lo que no podemos saber si dicho cálculo tiene en cuenta el factor de retrodispersión, la atenuación del compresor, etc, incluidos en la medida con TLD.

Conclusiones

A raíz de los resultados obtenidos, podemos concluir que el valor dado por los equipos es un buen indicador de la DSE para una paciente estándar aunque debe ser verificado mediante otro sistema dosimétrico externo.

Bibliografía

- [1] RD1976/1999 por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico.
- [2] Procedimientos recomendados para la dosimetría de RX de energías entre 20 y 150 keV en radiodiagnóstico (SEFM) (2005).

USO DE DOSEWATCH COMO HERRAMIENTA PARA LA OPTIMIZACIÓN DE LA DOSIS EN TCHMC

Ambroa Rey EM, Vázquez Vázquez R, Giménez Insúa M, Sánchez García M, Otero Martínez C, Luna Vega V, Mosquera Sueiro J, Lobato Busto R y Pombar Cameán M

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela (CHUS).
Santiago de Compostela.
Correspondencia: eva.ambroa@gmail.com

Palabras clave: DoseWatch, optimización, Dosis, TCHMC, CTDI, DLP.

Introducción y objetivos

Debido a la creciente preocupación acerca del aumento de la dosis asociada a las imágenes médicas, el *National Council on Radiation Protection and Measurements* [1] investigó el crecimiento en el uso de procedimientos de imágenes que involucran radiación ionizante y la dosis de radiación colectiva que recibe la población de los EE.UU. En 2006, la exposición médica a la radiación de la población aumentó aproximadamente un 600% en comparación con la de los años ochenta. La tomografía computarizada (TC) es la modalidad de imagen que más contribuye al crecimiento de la exposición a la radiación ionizante de imágenes médicas, que representan el 12% de los procedimientos de imagen que utilizan radiación ionizante, pero contribuye con un 46% de la dosis colectiva para la población. El objetivo de este trabajo es demostrar la utilidad del software DoseWatch para el estudio y la optimización de la dosis en exploraciones de TCHMC.

Material y métodos

Los estudios fueron realizados en cuatro TC multidetector: de 64, 32, 16 y 6 cortes, (LightSpeed VCT XT/ LightSpeed 32 / BrightSpeed 16, General Electric Healthcare, Milwaukee, WI, USA; y Emotion 6, Siemens Healthcare, Germany). Se analizaron 3219 estudios realizados en el área sanitaria de Santiago de Compostela desde el 1/11/2012 al 31/12/2012. Como software de análisis se utilizó el DoseWatch, comercializado por GE como una aplicación multimodalidad y multimarca que registra y analiza los datos que envían las modalidades de imagen mediante DICOM MPPS ó DICOM SR. El umbral de dosis para el análisis se fijó en tres veces el valor promedio de la DLP [2] para cada tipo de estudio.

Resultados y discusión

Globalmente, sólo el 2% de los estudios sobrepasaron el umbral de dosis prefijado. El TC que más contribuyó a la dosis en el período analizado fue el LightSpeed VCT XT, con un 39% y un total de 1316 estudios. Los LightSpeed 32 y BrightSpeed 16 contribuyeron con un 26% cada uno y un número de estudios de 843 y 711 respectivamente. El Siemens Emotion 6 contribuyó con un 9% para 349 estudios. El análisis global de la dosis y su superación del valor umbral no presentó dependencia con la franja horaria ni el día en que se realizó el estudio. En cuanto al análisis del CTDI por serie, los estudios realizados en el LightSpeed VCT XT presentan los valores más bajos por serie, lo que indica una buena optimización de los protocolos, mientras que la DLP no es muy inferior a los estudios de los otros TC, lo que podría indicar una mayor complejidad de los estudios (estudios multifásicos y de perfusión).

Conclusiones

El software de registro, gestión y análisis de la dosis DoseWatch presenta gran utilidad para la comparación de dosis entre distintos TCHMC, facilitando la detección de problemas y contribuyendo al proceso de optimización de la dosis.

Bibliografía

- [1]. National Council on Radiation Protection and Measurements. Ionizing radiation exposure of the population of the United States. NCRP Report No. 160. Bethesda, Md: National Council on Radiation Protection and Measurements, 2009.
- [2]. European Guidelines for Multislice Computed Tomography. Funded by the European Commission. Contract Lumber FIGM-CT2000-20078-CT-TIP (Marzo 2004).

USO DE NUEVOS COMPLEMENTOS DE IMAGE J PARA EL CONTROL DE CALIDAD DE SISTEMAS CR Y DR

Olasolo Alonso J, Miquélez Alonso S, Otal Palacín A, Fuentemilla Urío N, Martín Albina ML, Pellejero Pellejero S, Mañeru Cámara F, Lozares Cordero S, Rubio Arroniz A y Soto Prados P

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona.

Correspondencia: jose.olasolo.alonso@navarra.es

Palabras clave: ImageJ, complemento, DQE, MTF, NNPS.

Introducción y objetivos

Se ha analizado el complemento de Image J COQ¹ como herramienta para el control de calidad de la imagen producida en sistemas CR y DR, en radiología convencional y en mamografía. En términos de MTF, NNPS y DQE, su algoritmo se compara con los empleados en las hojas de cálculo del Servicio de Radiofísica del Complejo Hospitalario de Navarra (Mathcad v11) y con los empleados por otros complementos de Image J anteriormente validados². Se describe y se analiza la utilidad del resto de herramientas que el plugin proporciona.

Material y métodos

Utilización del software “Image J” * y de los complementos asociados “COQ”**, “DQE panel v7”*** y “Expression”**** sobre imágenes procedentes de equipos DR (general y mamografía) y CR de diferentes fabricantes. Adicionalmente se utilizan hojas de cálculo desarrolladas por el Servicio de Radiofísica del Complejo Hospitalario de Navarra siguiendo las directrices de las normas CEI 62220 1 y 2. Se comparan resultados obtenidos empleando diversas condiciones y rutinas. *Wayne Rasband, National Institutes of Health, USA, ** Marco Bertolini. *** Frank Rogge y Jurgen Jacobs **** Uld Dittmer

Resultados y discusión

Se ha verificado la utilidad y validez del complemento COQ asociado a Image J, revisando los pasos necesarios desde la instalación del mismo hasta el cálculo de los parámetros relevantes para el control de calidad de equipos DR y CR. El software permite el cálculo de la ecuación de transferencia del sistema, MTF, NNPS, DQE, análisis de píxeles muertos y uniformidad tanto para imágenes DICOM como para imágenes de texto. También permite la linealización de la imagen a partir de un fichero conteniendo la ecuación de transferencia del sistema. MTF: En idénticas condiciones (número de puntos, longitud del perfil y ROI) el complemento a verificar obtiene los mismos valores que el complemento DQE panel v7, excepto valores de la MTF superiores a 1 que son truncados a la unidad. Con respecto a las hojas de cálculo en Mathcad, el error en términos del área bajo la curva es inferior al 1 %. NNPS: No existen diferencias en el cálculo de la NNPS en ejes tanto con el complemento DQE panel v7 como con las hojas de cálculo en Mathcad. Para la NNPS radial el algoritmo difiere respecto al implementado en Mathcad con errores inferiores al 3%. No es posible el cálculo con imágenes de texto. DQE: Los resultados son equivalentes a los del complemento DQE panel v7 y las diferencias con las hojas de cálculo en Mathcad son inferiores al 3%. El resto de las pruebas (Ecuación de transferencia, Uniformidad, Píxeles muertos y LAG) que el plugin permite realizar se llevan a cabo según los criterios de la AIFM³ (Asociación Italiana de Física Médica).

Conclusiones

El complemento COQ de Image J es una buena herramienta para el control de calidad de equipos CR y DR. Presenta un algoritmo para el cálculo de la DQE (MTF, NNPS) equivalente al del complemento DQE panel v7. Como ventajas incorpora nuevos test, es compatible con la última versión (1.46) de Image J (DQE panel v7 es compatible para 1.42 y anteriores) y permite linealizar las imágenes a través de un fichero de linealización. Como inconveniente no permite el cálculo de la NNPS para imágenes de texto, de utilidad para el tratamiento de imágenes RAW.

Bibliografía

- [1] Image J plugin for performing physical characterization and quality checks. Download webpage: http://www.medphys.it/down_dqe.htm
- [2] Soto Prados P, Rodríguez Martín G, Martín Albina M.L., Miquélez Alonso S, Iriondo Igerabide U, Mañeru Cámara F, Bragado Alvarez L, Forner Forner A, Otal Palacín A, Lozares Cordero S, Pellejero Pellejero S. Utilización de Complemento de Image J para la obtención de MTF, NNPS, DQE en CR y DR. XVIII Congreso Nacional de SEFM, Sevilla 2011; Comunicación.
- [3] Nitrosi A, Bertolini M, Borasi G, Botti A, Barani A, Rivetti S, Pierotti L. 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. 2009, December 2009; 22(6):656-666.

DESCRIPCIÓN Y ESTIMACIÓN DOSIMÉTRICA DE LA MAMOGRAFÍA ESPECTRAL CON REALCE DE CONTRASTE - HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN DE VALME

Rodríguez Castillo M¹, Almansa López J², Román Collado JR¹, Rubio Rubio F³, Escobar Casas P³ y Aznar Méndez R³

¹Servicio de Protección Radiológica. Hospital Universitario Virgen de Valme. Sevilla.

²UGC Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada.

³UGC Diagnóstico por la Imagen. Hospital Universitario Virgen de Valme. Sevilla.

Correspondencia: jalmansa.lopez@gmail.com

Palabras clave: Mamografía, espectral, realce, contraste, CESH, Dosis.

Introducción y objetivos

La Mamografía Espectral con Realce de Contraste (CESM) es una innovadora tecnología disponible desde Octubre de 2011 (autorización FDA – 510k). Su fundamento consiste en la realización, en pacientes a las que se les ha inyectado contraste yodado intravenoso, de manera consecutiva y sin variación de la compresión de la mama, de dos disparos, el primero con una técnica convencional (26-29 kVp) y el segundo con alta energía (46-49 kVp).

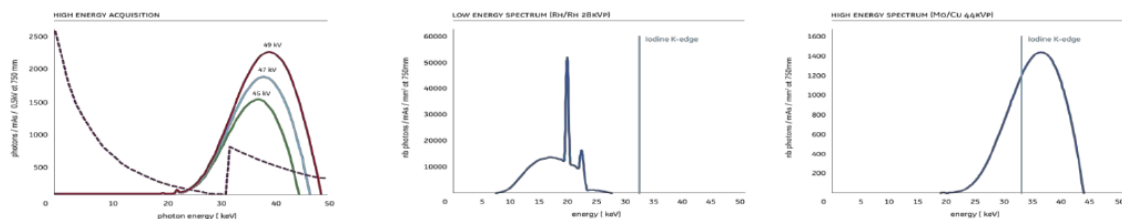


Figura 1. Doble exposición en CESH

Esta doble exposición aprovecha la existencia de un borde de absorción asociada a la capa K del Iodo (33 keV) para, mediante sustracción digital, realizar una supresión del fondo y un realce de las zonas de alta captación de Iodo.

El objetivo de este trabajo es verificar el incremento de dosis que, sobre las pacientes sometidas a este procedimiento, tiene la realización de un segundo disparo a altas energías.

Material y métodos

En el Hospital Universitario Virgen de Valme se dispone de un equipo SenoBright de General Electric desde noviembre del 2012. La técnica se ha implantado con unas expectativas clínicas importantes asociada a su posibilidad de utilización en condiciones donde los ultrasonidos y/o la resonancia magnética no están indicadas o no son suficientemente sensibles, i.e: la RM no es posible, tenemos una alta densidad de la mama, cicatrices/recidivas, etc. Concretamente, los criterios clínicos para la realización de esta prueba diagnóstica han sido: Sospecha clínica o por hallazgo de de imagen de CA, paciente de alto riesgo y mama de alta densidad, RM no posible por claustrofobia, volumen del paciente, marcapasos etc, mamas con cicatrices o recidivas, primario oculto, por ejemplo axila positiva, seguimiento del tratamiento previo para ver si se reduce, resultados no concluyentes o sospechosos, y en CA conformados valorar multifocalidad o bilateralidad Se ha validado la indicación de dosis (ESD, AGD) que el equipo provee en diferentes condiciones de disparo, utilizando para ello un multímetro Piraña, un dosímetro Radcal con su cámara específica de 6 cm³, en el rango de espesores, combinación ánodo/filtro, y kV, de uso clínico. Finalmente se ha recopilado y analizado la información de dosis (ESD, AGD) entregada por el equipo para establecer el incremento de dosis asociada a la CESH vs Mamografía Digital estándar así como el rango de variación de la misma.

Resultados y discusión

Nuestros resultados preliminares sobre 17 pacientes indican:

- Validación de la dosis indicada por el Mamógrafo BrighSpeed (ESD, AGD) con las medidas experimentales y estimaciones numéricas en un rango de un 10%
- Aumento constante de la dosis (tanto ESD como AGD) de un 20% +- 5% para las pacientes sometidas a este procedimiento diagnóstico vs exploración única mediante Mamografía Digital estándar.

Estos resultados son consecuentes con los reportados previamente publicados en la literatura.

Conclusiones

Se ha implantado una técnica complementaria a las convencionales de detección de cáncer de mama (Mamografía digital, Ultrasonido, Resonancia Magnética) con únicamente un incremento de 1,2 veces la dosis impartida en una Mamografía digital estándar y con innegables ventajas añadidas:

- Realización inmediata, sin casi tiempo añadido a una mamografía digital estándar (en menos de 10 minutos se realizan las cuatro proyecciones estándar mamográficas).
- Con la capacidad de descubrir lesiones ocultas (por heterogeneidades, densidad, ...) en una mamografía convencional.
- Siendo posible realizar en aquellos casos donde la RM es inviable (además de más cara en tiempo y dinero).

Bibliografía

- [1] Jong RA, et al. Contrast-enhanced digital mammography: initial clinical experience. *Radiology* 2003;228:842–50.
- [2] Lewin JM, et al. Dual-energy contrast-enhanced digital subtraction mammography: feasibility. *Radiology* 2003;229:261–8.
- [3] Norman F. Boyd et al. Mammographic Density and the Risk and Detection of Breast Cancer. *N Engl J Med* 2007;356:227-36.
- [4] Arvanitis C. D. Quantitative contrast-enhanced mammography for contrast medium kinetics studies. *Phys. Med. Biol.* 54 (2009) 6041-6064.

INFLUENCIA DE LA TÉCNICA DE EXPLORACIÓN EN LA CALIDAD DIAGNÓSTICA DE LA MAMOGRAFÍA CON CR

Rivas Ballarín MA, Ruiz Manzano P, Ortega Pardina P, Laliena Bielsa V, Calvo Carrillo S, García Romero A y Millán Cebrián E

Sº Física y P.R. HCU Lozano Blesa de Zaragoza
 Correspondencia: mrivasb@salud.aragon.es

Palabras clave: Mamografía CR, calidad de imagen, técnica radiográfica.

Introducción y objetivos

En este trabajo se aplican los criterios de calidad de imagen establecidos en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCR) [1] a un equipo de mamografía con sistema de imagen CR y se evalúan las repercusiones dosimétricas implicadas por la modificación de la técnica de exposición necesaria para el cumplimiento de dichos criterios. Se analiza igualmente la repercusión en la calidad de imagen diagnóstica de la nueva técnica radiográfica, evaluada por tres radiólogos.

Material y métodos

El equipo de mamografía utilizado fue un GE Senographe DMR y el sistema de imagen un CR Fuji Profect. La calidad de imagen del maniquí CDMAM se valoró a partir de las imágenes analizadas con una hoja de cálculo Excel que realiza el ajuste psicométrico y calcula el contraste correspondiente a cada espesor detectado en función del kV y la combinación ánodo-filtro utilizados. Asimismo, se evaluó la RCR siguiendo las pautas establecidas en la prueba MD016 del PECCR. Se adquirieron 12 imágenes del CDMAM con la técnica radiográfica aplicada por defecto, la denominada STD, que para este maniquí seleccionaba 26 kV y combinación ánodo-filtro Mo-Rh. La imagen obtenida en estas condiciones no llegaba a cumplir, por poco, la exigencia del PECCR de que el espesor visible del disco de 0,1 mm de diámetro fuera como máximo 1,68 μm de oro, ya que el valor obtenido era 1,69 μm . Se adquirió otro conjunto de 12 imágenes del maniquí CDMAM en la técnica denominada CNT, subiendo el selector de exposímetro hasta +2. En este caso, el espesor mínimo visible fue de 1.5 μm cumpliéndose las exigencias del PECCR. También los valores de la RCR en el maniquí de PMMA y aluminio fueron superiores a los límites. A lo largo de varios días, las exploraciones a pacientes se realizaron de manera que, para la proyección CC, se seccionaba aleatoriamente la técnica STD 0 para una mama y la CNT+2 para la otra. Lo mismo se hacía en la proyección lateral. Tres radiólogos, que desconocían la técnica aplicada en cada proyección, valoraron independientemente las imágenes, indicando en cada caso qué proyección consideraban que tenía mayor calidad.

Resultados y discusión

En total se obtuvieron imágenes de 20 pacientes, 4 proyecciones de cada una, pareadas 2 a 2. Es decir, 40 proyecciones, entre CC y LAT, con cada técnica. Los radiólogos identificaron como de mejor calidad la realizada con la técnica CNT+2 en menos de la mitad de los casos. Manifestaron que las diferencias en calidad observadas eran muy pequeñas y resultaba difícil calificar una como mejor que la otra. Sólo en cinco ocasiones coincidieron los tres radiólogos en calificar como mejor la proyección realizada con esa técnica, en todos los casos para mamas de espesor superior a 5 cm.

Calidad diagnóstica	Radiólogo 1	Radiólogo 2	Radiólogo 3	Coinciden los tres
Mejor la obtenida en CNT+2	15	14	14	5
Igual	15	14	14	
Mejor la obtenida en STD 0	10	12	12	

Tabla 1. Resumen de la calificación de las imágenes realizada por los radiólogos

Sin embargo las diferencias en términos de dosis de radiación impartida a las pacientes sí que son importantes, ya que la técnica CNT+2 implica un aumento de la dosis glandular media (DGM) en torno al 38 %.

Conclusiones

A la vista de los resultados, parece evidente que el aumento de dosis, de un 38%, que supone el cambio de técnica no se traduce en una mejora inequívoca en la calidad de imagen.

Quizá habría que plantearse si la evaluación de la calidad de imagen a partir de imágenes sin procesar refleja fielmente lo que ocurre con la imágenes diagnósticas, que sí son procesadas.

Bibliografía

[1]Protocolo Español de control de calidad en Radiodiagnóstico. Revisión 2011. SEFM-SEPR-SERAM.

ESTUDIO DE DOSIMETRÍA TC EN CRANEO PARA PACIENTES PEDIÁTRICOS

Ramos Amores D, Serna Berná A, Mata Colodro F y Puchades Puchades V

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario Santa Lucía. Cartagena. Región de Murcia.
 Correspondencia: davram@terra.es

Palabras clave: Dosimetría, TC, pediátrico.

Introducción

Es bien conocido la dosis que reciben los pacientes en los estudios de TC es de las más altas que pueden recibir en un estudio de radiodiagnóstico. Por eso es necesario conocerlas y optimizarlas, para conseguir una calidad de imagen adecuada para el diagnóstico sin tener que emplear una dosis excesiva. Si los pacientes son niños con mayor motivo se deberán estimar ya que poseen más tiempo que los adultos para desarrollar un cáncer por los efectos de la radiación, además sus células poseen una mayor tasa de división que los adultos y por tanto una mayor radiosensibilidad de sus tejidos. Si hacemos los estudios con los mismos parámetros que los adultos, recibirán una mayor dosis de radiación [1]. Por la tanto en este trabajo se pretende exponer el resultado de un estudio dosimétrico en TC para niños de 0-15 años, realizado en el Hospital General Universitario de Santa Lucía en Cartagena durante el año 2012.

Material y métodos

En el servicio de Diagnóstico por la Imagen del Hospital General Universitario de Santa Lucía en Cartagena se disponen de dos TC de la marca SIEMENS: uno es el modelo SOMATON DEFINITION AS64 y otro es el modelo SOMATON DEFINITION AS+. Ambos TC cuenta con el sistema de modulación de la dosis CARE Dose 4D que se emplea en todos los estudios.

Se realizó una verificación de la calibración de los TC con la cámara lápiz Xi CT de 10cm de longitud activa, convenientemente calibrada, en un maniquí de PMMA tanto de 16cm, como de 32cm de diámetro de la marca Unfors. Los resultados muestran discrepancias en torno 5-7%, por lo tanto dentro de la tolerancia que marca el PECCR que es el 10% [2]. Se recogieron los datos de mAs, CTDI_{vol}, DLP y se calculó la dosis efectiva E a partir de la dosis efectiva normalizada ($E = DLP * EDLP$), de 79 estudios de cráneo con edades comprendidas entre los 0-15 años. Los valores tanto de CTDI_{vol} como de DLP mostrados por el equipo se refieren a un maniquí de 16cm de diámetro para cabeza tanto infantil como de adulto, o de 32cm de diámetro para cuerpo infantil y de adulto. Fueron tomados del informe dosimétrico generado al final del estudio por el equipo correspondiente. La elección de los mAs de referencia se hace en base al protocolo pediátrico introducido al equipo y dejando que el sistema CARE Dose 4D adapte los mAs a la anatomía del paciente. La elección del kV puede ser de 120 o 100 KV para niños menores de 10 años

Resultados y discusión

Los resultados obtenidos de mAs, CTDI_{vol}, DLP y Dosis efectiva de cada uno de los estudios por edades se muestran en la siguiente tabla. En ella aparecen los valores de DLP y CTDI_{vol} con las referencias para adultos de la Guía Europea sobre los criterios de calidad de TC [3] y del estudio de Shrimpton y Wall para pacientes pediátricos [4] y la Dosis Efectiva E con las propuestas por Chapple [5].

Edades	MEDIA				TERCER CUARTIL			
	mAs	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGycm)	E (mSv)	mAs	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGycm)	E (mSv)
0-1 años	194	19	261	5.68	142	14	205	4.47
Referencia						40	300	2.27
1-5 años	113	10	142	1.50	116	11	154	1.77
Referencia						60	600	1.46
5-10 años	145	15	220	1.54	137	14	197	1.45
Referencia						70	750	1.67
10-15 años	309	45	711	3.05	410	58	953	4.22
Referencia (adultos)						60	1050	

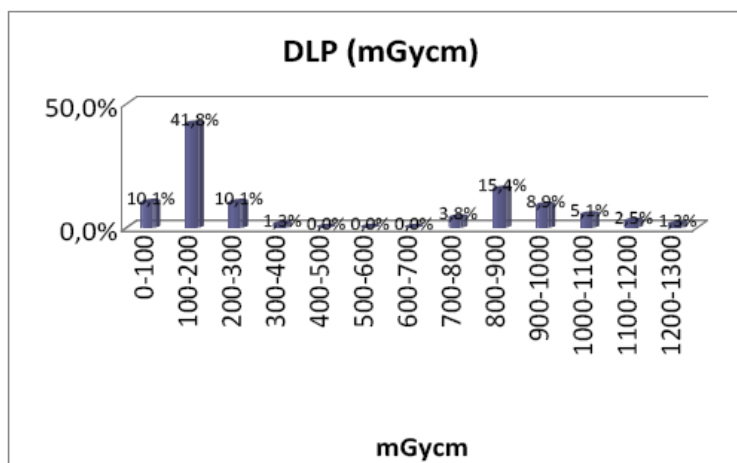


Figura 1: Distribución de DLP (mGycm)

En la figura adjunta (1) podemos ver la distribución del producto dosis longitud (DLP) en mGycm del estudio para todo el rango de edad de 0-15 años. Se observan claramente dos intervalos. El primero corresponde para un DLP de entre 0-300 donde se encuentran la mayoría de los estudios pediátricos y el segundo entre 700-1300 que correspondería al uso de los protocolos para adultos.

Conclusiones

Como se puede observar de los datos de la dosis efectiva, estas son más altas para los niños de 0-1 años. Es debido a la selección que se hace de los mAs y los kVp, ya que en los datos analizados de mAs la distribución es muy parecida para a la de los niños de 1-5 años y para los niños de 5-10 años, sin embargo como es bien sabido la radiosensibilidad de los niños con pocos meses es muy superior a los niños de por ejemplo 5 años. Por ello sería conveniente ajustar los protocolos pediátricos por peso o por edad. Otra observación que queremos hacer ver es la precaución a tomar cuando se usa la modulación de la intensidad de corriente. Algunos de los casos con un alto valor de mAs se produjeron por colocar elementos metálicos en el FoV del TC o por protectores de bismuto para proteger los cristalinicos, cuando se estaba realizando el topograma y el estudio. Aparte de producir ese valor alto en la carga, y por tanto mayor dosis, puede ocurrir que las imágenes no valgan para el diagnóstico por los artefactos generados. También se puede observar en la tabla que la franja de edad entre 10-15 años, los valores de DLP y de CTD_{ivol} son muy parecidos a las referencias de adultos. En estas edades se produce una etapa de transición, ya que algunos de estos pacientes se les aplica el protocolo pediátrico y a otros el de adultos (que para cráneo no tiene activada la modulación), aunque se sabe que la Dosis Efectiva Normalizada es mayor para los 15 años que para los adultos.

Bibliografía

- [1].- Pearce MS. Patterns in paediatric CT use: an international and epidemiological perspective. *J Med Imaging Radiat Oncol* 2011; 55: 107–09.
- [2].- PECCR (2011). Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico.
- [3].- European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography 1999. CEC Document; EUR 16262 Luxemburg.
- [4].- Shirmpton PC, Wall BF. Reference doses for paediatric computed tomography. *Radiat Prot Dosim* 2000;90;249:252.
- [5].- Chapple C-L; Willis S, Frame J. Effective dose in paediatric computed tomography. *Phys Med Biol* 2002;47;107-115.

EVALUACIONES DOSIMÉTRICAS EN TC MULTICORTE DE TÓRAX Y ABDOMEN EN PEDIATRÍA

Giner Sala M, Roch González M, Rodríguez Martín G, García Castañón P
y España López ML

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Instituto de Investigación Sanitaria H.U. de La Princesa. Madrid.

Correspondencia: miguel.giner@salud.madrid.org

Palabras clave: TC multicorte, TC pediátrico, Producto Dosis Longitud, Dosis Efectiva.

Introducción y objetivos

Las nuevas tecnologías han supuesto un gran avance en radiodiagnóstico pediátrico pero también pueden implicar un incremento en la dosis recibida por el paciente, principalmente por un uso inapropiado en los protocolos aplicados [1]. Una de las tecnologías que mayor incremento de dosis puede suponer para el paciente pediátrico es el TC multicorte (TCMC), por lo que se debe extremar la adecuación de los protocolos y establecer nuevos valores de dosis de referencia para garantizar el cumplimiento del criterio ALARA. El objetivo de este estudio es la evaluación dosimétrica en TCMC pediátrico de tórax y abdomen, y la estimación de dosis efectiva en los diferentes rangos de edad teniendo en cuenta las nuevas recomendaciones de ICRP, por las variaciones que puedan implicar en exploraciones que afecten a las mamas.[2]

Material y métodos

El estudio se ha realizado en un TC PHILIPS Brilliance 64, en un Servicio de Radiodiagnóstico pediátrico sobre una muestra de pacientes de edades comprendidas en el rango considerado “edad pediátrica”. Se han verificado los indicadores dosimétricos registrados en el equipo para garantizar la fiabilidad de los mismos. Los protocolos evaluados han sido los de tórax y abdomen, después de la optimización de los propuestos inicialmente en el equipo. De forma rutinaria, una vez realizado el topograma, se han utilizado protectores de Bismuto para mamas, garantizando la calidad de la imagen en la exploración. La dosis efectiva se ha estimado a partir de los valores del producto dosis longitud (DLP) registrado en el equipo, utilizando factores de conversión de acuerdo a la edad y al kilovoltaje utilizado [2] y se han comparado con los obtenidos para un paciente adulto.

Resultados y discusión

En las exploraciones de Tórax, los valores del CTDIVOL varían entre 2,16 mGy para el rango de 1-3 años hasta 3,33 mGy para pacientes entre 11-15 años. Los valores de DLP son en todos los rangos de edad inferiores a cinco veces el valor promedio para un paciente adulto, con variaciones entre 51,16 mGycm para el rango de 1-3 años a 111,89 mGycm para 11-15 años. Los valores de dosis efectivas varían entre 2,39 mGy para el rango de 1-3-años y 1,62 mGy para el rango de 11-15 años. En las exploraciones de Abdomen, los valores del CTDIVOL varían entre 3,49 mGy para el rango de 1-3 años hasta 7,99 mGy para pacientes entre 11-15 años. Los valores de DLP son en todos los rangos de edad inferiores a cinco veces el valor promedio para un paciente adulto, con variaciones entre 117,35 mGycm para el rango de 1-3 años a 377,50 mGycm para 11-15 años. Los valores de dosis efectivas varían entre 5,99 mGy para el rango de 1-3-años, hasta 4,09 mGy para el rango de 7-10 años. Los valores de CTDIVOL y de dosis efectiva registrados para ambas exploraciones, y rangos de edad, son inferiores a los valores de referencia publicados en la bibliografía. Una mejor aplicabilidad de los factores de conversión se conseguiría estableciendo rangos de peso y talla tan variables en el paciente pediátrico.

Conclusiones

Los protocolos establecidos garantizan el criterio ALARA en las exploraciones de TCMC de Tórax y abdomen en pediatría. La dosis efectiva en radiodiagnóstico permite la comparación entre diferentes protocolos y equipos, y su estimación a partir del DLP es un método sencillo, pero requiere la validación previa de los indicadores dosimétricos registrados en el equipo por parte del especialista en radiofísica.

Bibliografía

1. Frush D. P., Yoshimi T. T., Paulson E. K., Johnson G. A. Radiation dose from helical CT in children: comparison of multi-slice and single slice protocols. *Radiology* 2001; 221-246
2. The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological protection. ICRP publication 103. *Ann ICRP* 2007; 37 (2-4):1-332
3. Deak P. D., Smal Y., Kalender W. A. Multisection CT protocols: Sex and age specific conversion factors used to determine effective dose from dose-length product. *Radiology* 2010;257(1): 158-166

ÁREA 15

BIOFÍSICA



ÍNDICE DE TRABAJOS DEL ÁREA 15

001. Cuantificación de efectos de irradiación láser de baja potencia sobre fibroblastos 3T3 en cultivo: parámetros de crecimiento.

Romero C, Gil-Benso R, Pérez-Montoyo H, Salvador R, Cibrián R, González-Peña R, Saus-Mas J y Dalmases F.

002. Protocolo de irradiación láser de baja potencia en condiciones de fluencia (densidad de energía) controlada.

Romero C, Gil-Benso R, Pérez-Montoyo H, Cibrián R, Salvador R, González-Peña R y Dalmases F.

003. Inmunomodulación de genes inflamatorios mediante irradiación láser de baja potencia en macrófagos murinos RAW 264.7.

Pérez-Montoyo H, Romero C, Cibrian R, Salvador R, González-Peña R, Saus-Mas J y Dalmases F.

004. Desarrollo de un software de cuantificación de densidad tumoral a partir de imágenes de biopsias de cáncer de cabeza y cuello.

Fernández JM, Alba JL, Mera M, Lorenzo Y, Iglesias MB, López Medina A y Muñoz V.

CUANTIFICACIÓN DE EFECTOS DE IRRADIACIÓN LÁSER DE BAJA POTENCIA SOBRE FIBROBLASTOS 3T3 EN CULTIVO: PARÁMETROS DE CRECIMIENTO

Romero C¹, Gil-Benso R², Pérez-Montoyo H³, Salvador R¹, Cibrián R¹, González-Peña R¹, Saus-Mas J³ y Dalmases F¹

¹Departamento de Fisiología, Biofísica y Física Médica. Universitat de València. Valencia.

²Universitat de València. Departamento de Patología. Valencia.

³Universitat de València. Departamento de Bioquímica y Biología Molecular. Valencia.

Correspondencia: carmina@uv.es

Palabras clave: Terapia láser de baja potencia, láser helio-neon, Proliferación, crecimiento celular, fibroblastos en cultivo.

Introducción y objetivos

Los efectos biológicos de la radiación láser de baja potencia (LLLT) se han visto sometidos en esta última década a un renovado interés [1]. Sin embargo, y quizá por centrarse casi exclusivamente en los indicadores bioquímicos, no han quedado estudiados con suficiente detalle los parámetros de adaptabilidad y subsiguiente crecimiento celular asociables a una hipotética bioestimulación; y sobre los que sólo últimamente ha surgido una llamada de atención desde el flanco de la ingeniería de tejidos y medicina regenerativa [2] El objetivo de este trabajo se centra en el protocolo de determinación práctica de los dos parámetros básicos de crecimiento de un cultivo celular (tiempo de latencia y período de duplicación exponencial ó doubling time), para el seguimiento de muestras sometidas a LLLT.

Material y métodos

A partir de un láser He-Ne Spectra Physics de 25 mw (longitud de onda 632.8 nm) y mediante el montaje de irradiación cuasi-uniforme desarrollado por nuestro grupo, se procedió al estudio del crecimiento celular de fibroblastos 3T3 en placas de cultivo de 3,5 cm, expuestos (L) o no (NoL) a irradiación. El tiempo de irradiación fue de 20 minutos, correspondiente a una fluencia (o densidad de energía) de 0.4 J/cm². En todos los casos se manejaron dos parejas de placas [control/irradiada], sometidas a las mismas condiciones, tanto de cultivo en atmósfera de CO₂ a 37 °C, como de permanencia fuera del incubador las NoL, mantenidas en oscuridad en la sala, durante los tiempos de irradiación de las L. Eventualmente puede utilizarse un tercer conjunto de placas para efectuar un seguimiento adicional de control tras mantenerlas inalteradas en el incubador hasta su correspondiente recuento; pero el proceso no puede ser rutinario por la complejidad que plantea la preparación y recuento de muestras, ni por otro lado parece necesario según nuestras experiencias previas. Con una temperatura en laboratorio acondicionada a 28-29 °C, no se detectó diferencia apreciable en las caídas térmicas para las parejas [control/irradiada]: las temperaturas en superficie resultaron idénticas en cada pareja, con sensibilidad de 0.1 °C, descartando cualquier efecto térmico asociado a la irradiación. Las medidas fueron realizadas con cámara termográfica Flir E60. A fin de estudiar la adaptabilidad celular en condiciones de moderado estrés, se emplearon siembras iniciales de N₀ = 5.104 células, aproximadamente. Para N₀ inferiores los cultivos ya resultaron inviables. Respecto al medio de cultivo se utilizó una concentración de suero bovino fetal del 10%, puesto que para concentraciones inferiores algunos de los cultivos se manifestaron también inviables. Para todas las series se estudió su correspondiente curva de crecimiento transformada $\log_2(N/N_0) = f(t)$.

Resultados y discusión

Se comprobó que en nuestras condiciones de experiencia (potencias pre-placa de 2.3-2.5 mw), para operatividad del seguimiento resultan suficientes sólo 3 medidas por serie completa, a unos t = 30, 50 y 70 min de siembra. Mediante regresión lineal permiten establecer el doubling time (T) por la inversa de la pendiente de la recta de ajuste de los 3 puntos. El tiempo de latencia (Tlat) puede estimarse entonces por la abcisa en el origen de la recta ajustada. El valor de Tlat así determinado queda ligeramente subestimado, pero su estandarización es del todo suficiente para una adecuada evaluación a efectos cuantitativos. La Tabla recoge los resultados obtenidos en la experiencia desarrollada para comprobar nuestro protocolo técnico y de análisis (Experiencia 1). Los resultados se consolidaron con una segunda serie completa de experiencias correspondientes a la misma línea celular (Experiencia 2). Ninguna de las muestras tuvo pases superiores a 10.

EXPERIENCIA 1									
No L					L (irradiadas)				
T (h)	Std. error	T _{lat} (h)	Std. error	Coef. correl.	T (h)	Std. error	T _{lat} (h)	Std. error	Coef. correl.
16.1	2.0	23.7	3.2	0.978	15.5	0.9	19.9	1.7	0.995
EXPERIENCIA 2									
No L					L (irradiadas)				
T (h)	Std. error	T _{lat} (h)	Std. error	Coef. correl.	T (h)	Std. error	T _{lat} (h)	Std. error	Coef. correl.
14.2	1.1	18.4	2.7	0.991	15.4	0.7	11.8	2.0	0.997

Puede constatar, por tanto, que la irradiación láser parece producir un acortamiento sistemático de T_{lat}, sin modificación significativa de T.

Conclusiones

El protocolo desarrollado se muestra adecuado para la cuantificación de parámetros de crecimiento de células in vitro irradiadas con láser. La LLLT parece producir en cultivos de fibroblastos 3T3, en condiciones de moderado estrés, y para fluencia o densidad de energía de 0.4 J/cm², sin efectos térmicos, un acortamiento del tiempo de latencia T_{lat}, indicativo de mejor adaptación fisiológica a las condiciones de cultivo, y por tanto de bioestimulación, sin modificación apreciable del doubling time T del cultivo, ni por tanto de su actividad mitógena una vez alcanzada su fase de crecimiento exponencial normal. No hemos encontrado referencia a tal acortamiento de T_{lat} en la bibliografía. El interés del resultado sugiere complementar el estudio con un análisis bioquímico de los posibles procesos implicados a nivel celular.

Bibliografía

- (1) Chung H, Dai T, Sharma SK, Huang Y, Carroll JD, Hamblin MR. The Nuts and Bolts of Low-level Laser (Light) Therapy. *Ann Biomed Eng* 2012;40(2):516-533.
- (2) AlGhamdi KM, Kumar A, Moussa NA. Low-level laser therapy: a useful technique for enhancing the proliferation of various cultured cells. *Lasers Med Sci* 2012;27(1):237-249.

Esta investigación ha sido sufragada en parte por Fibrostatin, S.L. y el proyecto INNPACTO 2011-1527-010000

PROTOCOLO DE IRRADIACIÓN LÁSER DE BAJA POTENCIA EN CONDICIONES DE FLUENCIA (DENSIDAD DE ENERGÍA) CONTROLADA

Romero C¹, Gil-Benso R², Pérez-Montoyo H³, Cibrián R¹, Salvador R¹, González-Peña R¹ y Dalmases F¹

¹Departamento de Fisiología, Biofísica y Física Médica. Universitat de València. Valencia.

²Universitat de València. Departamento de Patología. Valencia.

³Universitat de València. Departamento de Bioquímica y Biología Molecular. Valencia.

Correspondencia: carmina@uv.es

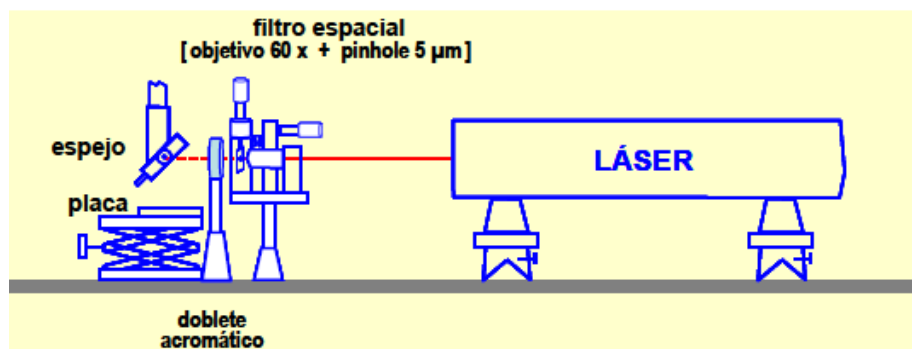
Palabras clave: Terapia láser de baja potencia, láser helio-neon, Irradiancia uniforme, densidad de energía, cultivo celular.

Introducción y objetivos

Iniciados los estudios de terapia láser de baja potencia (LLLT) en los 1970's a partir de los trabajos de E. Mester [1] y sometida a controversia hasta los 90's-2000, aunque actualmente consolidada y con un incremento de interés cimentado en los análisis biomoleculares, se insiste en la necesidad de precisar más adecuadamente tanto sus efectos a nivel bioquímico como, sobre todo, las dosis manejadas [2]. El trabajo plantea un montaje de irradiación controlada sobre placas de cultivo de 3.5 cm. El sistema propuesto permite un aplanamiento del perfil gaussiano de la emisión láser TEM00 inicial que garantiza una uniformidad suficiente de la fluencia impartida, evitando las frecuentes referencias en bibliografía [3] a "irradiaciones medias" pero que en realidad corresponden a concentraciones casi puntuales de energía (spots \approx 10-2 cm²) en las zonas enfocadas sobre la placa. Intentos anteriores de uniformizar la irradiancia en campo amplio [4] se han demostrado inadecuados o ineficaces para nuestro tipo de estudio.

Material y métodos

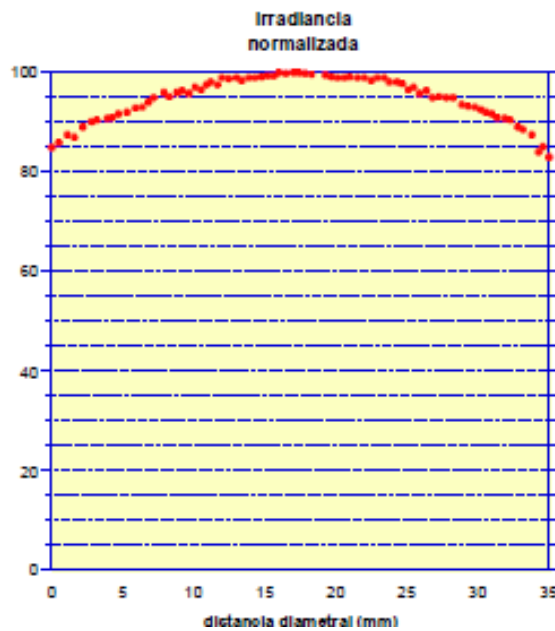
A partir de un láser He-Ne Spectra Physics de 25 mw (longitud de onda 632.8 nm), y tras estudio de otras posibles configuraciones, se optó por el siguiente montaje como más adecuado: 1) una apertura del haz láser inicial mediante filtro espacial con objetivo 60x y pinhole de 5 μ m; 2) paso por doblete acromático y 3) reflexión mediante espejo óptico a la placa de cultivo.



En las placas de cultivo puede modificarse tanto el número inicial de células sembradas como el medio de cultivo, a fin de analizar posibles efectos bioestimulativos en el crecimiento celular y las repercusiones bioquímicas implicadas. Las potencias de irradiación se determinaron mediante un radiómetro Newport 842-PE.

Resultados y discusión

Los sistemas multipocillo debieron quedar descartados por sus problemas de reflexión múltiple, que impiden por completo determinar la exposición radiante a nivel del cultivo. Para verificar la viabilidad de la técnica frente al posible efecto fototóxico sobre el cultivo debido a la propia iluminación, quedó comprobado que, en todo caso, el efecto es sobrecompensado por la acción estimuladora, ya que incluso se incrementa de forma estadísticamente significativa ($p=0,039$) la supervivencia de fibroblastos en cultivo bajo la iluminación del láser He-Ne [5]. El sistema propuesto consigue, para potencias finales pre-placa de 2.3-2.5 mw, un perfil del haz con caída centro-periferia de sólo un 10-15%, tal como se detectó radiométricamente, con obturación de la ventana de medida mediante soporte opaco de orificio 0.38 mm² y desplazamiento micrométrico diametral.



Mediante protocolos de cultivo de fibroblastos 3T3 seguidos por microfotografía de contraste de fase (OLYMPUS IMT-211) se determinó que, para un 70-80% de confluencia y por tanto hasta las fases más relevantes de estudio del crecimiento exponencial o Log, la caída del 10-15% sólo afecta a la corona periférica de 5 mm del cultivo, menos poblada. Por ello, aunque la 'superficie de crecimiento' nominal para placas de 3.5 cm es de 8 cm², los cálculos se realizan para d= 3 cm (S=7.1 cm²) obviando la restante corona periférica de 2.5 mm de espesor, con una 'planitud' del haz correspondiente a caída de intensidad menor o igual al 10%. Para controlar la estabilidad del láser conviene medir las potencias a nivel de placa al principio y final de las experiencias: discrepancias superiores a 0.1 mw deben ser descartadas. Para potencias incidentes de 2.4 mw las fluencias (o densidades de energía) producidas en la superficie del cultivo fueron de:

$$F = 3.24 \cdot 10^{-4} t \text{ (s) J/cm}^2$$

De modo que pueden alcanzarse las dosis habitualmente manejadas con tiempos de exposición inferiores a 60 min. Señalar por último que para analizar, en su caso, el efecto debido a la caída térmica del cultivo fuera del incubador durante los tiempos de irradiación, se determinan también las temperaturas en superficie de las muestras, al final de su exposición, mediante cámara termográfica Flir E60. Se reducen, a lo sumo, para los máximos tiempos de exposición del protocolo (60 min), hasta 28-29 °C, temperatura acondicionada del laboratorio durante la irradiación.

Conclusiones

El montaje y protocolo propuestos se revelan plenamente indicados para este tipo de estudios in vitro, permitiendo establecer, de una forma mucho más segura, la dosis de irradiación recibida cuasihomogéneamente por el cultivo analizado.

Bibliografía

- (1) Mester E. Laser application in promoting of wound healing. En: Lasers in Medicine. New York: Jhon Wiley&Sons;1980. p.83-95
- (2) Chung H, Dai T, Sharma SK, Huang Y, Carroll JD, Hamblin MR. The Nuts and Bolts of Low-level Laser (Light) Therapy. Ann Biomed Eng 2012;40(2):516-533.
- (3) Moreira MS, Velasco IT, Ferreira LS, Kubo Ariga SK, Barbeiro DF, Meneguzzo DT, et al. Effect of phototherapy with low intensity laser on local and systemic immunomodulation following focal brain damage in rat. J Photochem Photobiol B-Biol. 2009;97(3):145-51.
- (4) Allen V, Essex TJ, McKenzie AL. A simple projector for superficial laser photodynamic therapy. Phys Med Biol. 1989;34(7):927-930.
- (5) Romero C, Viña J. Análisis prospectivo de efectos biológicos asociados a la iluminación con radiación coherente. [Memoria Proyecto 002/080]. IVEI Generalitat Valenciana. 1998.

INMUNOMODULACIÓN DE GENES INFLAMATORIOS MEDIANTE IRRADIACIÓN LÁSER DE BAJA POTENCIA EN MACRÓFAGOS MURINOS RAW 264.7

Pérez-Montoyo H¹, Romero C², Cibrian R², Salvador R², Gonzalez-Peña R², Saus-Mas J¹ y Dalmases F²

¹Departamento de Bioquímica y Biología Molecular. Universitat de València. Valencia.

²Departamento de Fisiología. Biofísica y Física Médica. Universitat de València. Valencia.

Correspondencia: dalmases@uv.es

Introducción y objetivos

Durante las últimas décadas, la terapia láser de baja intensidad (LLLT) se ha venido postulando y utilizando como tratamiento para enfermedades inflamatorias crónicas de diferentes naturalezas, como los desórdenes musculoesqueléticos, tendinopatías, osteoartritis o cicatrización de heridas [1], mostrándose eficaz tanto en humanos como en modelos animales. A pesar de la evidencia de los efectos positivos del LLLT, los mecanismos moleculares que rigen dichos beneficios siguen siendo prácticamente desconocidos, sin tener en cuenta la controversia existente sobre la propia naturaleza e influencia de la dosis a nivel global. Pero dentro del escenario inflamatorio, son los macrófagos los que juegan un papel central como principales productores de citocinas moduladoras de la respuesta inmune [2]. A partir de estudios previos en los que se demuestra la capacidad del láser para inducir efectos en la producción de citocinas por parte de los macrófagos [3], y con el fin de comprender los mecanismos moleculares que rigen dicho beneficio, se realiza un estudio *in vitro* de la expresión relativa de genes inmuno-inflamatorios (pro y anti-inflamatorios) en macrófagos murinos RAW 264.7. A partir de una fuente láser He-Ne de 25 mW (longitud de onda 632.8 nm) y mediante el protocolo de control cuantitativo de fluencias de irradiación láser desarrollado por nuestro grupo de Biofísica Láser, aplicamos a las células un rango de fluencias (o densidades de energía), para el establecimiento de cotas de dosis estimuladoras e inhibitoras de los genes implicados en la respuesta inflamatoria. De esta forma, se pretende establecer las fluencias “pro-inflamatorias” es decir, las dosis que estimulan una mayor producción de citocinas pro-inflamatorias, y las “anti-inflamatorias” que estimulan una mayor producción de citocinas anti-inflamatorias. Este estudio se realiza tanto sobre la expresión basal de los genes, como en respuesta a un estímulo inflamatorio como el LPS (lipopolisacárido), componente de la membrana externa de las bacterias gram negativas.

Material y métodos

Cultivo celular: Tras sembrar $1.7 \cdot 10^6$ células RAW en placas de cultivo de 35x10mm con medio DMEM suplementado con 10% Suero Bovino Fetal y 1% penicilina/estreptomicina, se dejan asentar durante 15-20 horas. Las células no adheridas a la placa se retiran y se añade medio de cultivo fresco. Tras incubar las células durante 30 minutos a 37°C y 5%CO₂, se procede a la irradiación láser.

Irradiación: Se ha desarrollado mediante nuestro protocolo de control cuantitativo de fluencias de irradiación láser HeNe en placas de cultivo de 35 mm, con potencias de incidencia finales de 2.3-2.5 mW. Las fluencias empleadas aparecen detalladas en los resultados.

Análisis de la expresión génica relativa: Después de la irradiación, se incuban las células durante tres horas, tras lo cual se extrae el ARN total. El ARN total se transforma en cADN mediante la reacción de la retro-transcriptasa, para posteriormente amplificar el cADN con cebadores (primers) específicos de los diferentes genes estudiados (genes pro-inflamatorios: TNF- α , IL-1 β e iNOS; genes antiinflamatorios: IL-10 y TGF- β). Para la estimulación con LPS, se añade 1 μ g/ml de LPS a los cultivos recién irradiados y se incuba durante 16 horas. Tras la incubación, se procede de igual forma que para las células sin estimular.

Resultados y discusión

Los macrófagos son células fagocíticas que actúan en primera línea de defensa y responden rápidamente frente a cualquier agente extraño con la producción de citocinas proinflamatorias (TNF- α , IL-1 β e iNOS entre otros), en un esfuerzo para eliminar la infección. Tras la rápida y agresiva respuesta pro-inflamatoria inicial los macrófagos comienzan a producir citocinas antiinflamatorias (IL-10 entre otras) que inhiben la producción de citocinas pro-inflamatorias que de otra forma acabarían por dañar al propio huésped. Esta inhibición la lleva a cabo principalmente IL-10, que junto a otras citocinas induce la producción de anticuerpos específicos, que terminan por eliminar por completo al patógeno. Una vez finalizada la amenaza, los macrófagos continúan secretando citocinas anti-inflamatorias y factores de crecimiento (TGF- β entre otras), que inducen la regeneración del tejido dañado, cicatrización y cura de heridas. Para averiguar los mecanismos por los que LLLT puede mostrar efectos anti-inflamatorios, los RAW se irradian aplicando un rango de fluencias de 0.005 a 1.2 J/cm², de las cuales solo se presentan las dos más representativas. LLLT predispone a los macrófagos RAW hacia un fenotipo pro-inflamatorio cuando se utilizan fluencias elevadas (1.2 J/cm²), aumentando la expresión basal de los genes proinflamatorios, especialmente de iNOS, sintasa de óxido

ntrítico capaz de atacar todos los materiales biológicos (ADN, proteínas, lípidos). También se aumenta ligeramente la expresión de IL-1 β , mediador clave en la respuesta inflamatoria. La expresión de TNF- α , otra de las citocinas de la reacción aguda inflamatoria, no se ve alterada significativamente. Paralelamente a la estimulación de los genes proinflamatorios, fluencias de 1.2 J/cm² inhiben la expresión de los genes anti-inflamatorios (IL-10 y TGF- β), potenciando de esta forma el carácter proinflamatorio de los macrófagos RAW (Figura 1). Sin embargo, la irradiación con fluencias bajas (0.02J/cm²) inhibe la expresión de los genes proinflamatorios, probablemente debido al aumento de expresión de IL-10, la cual inhibe la síntesis de citocinas proinflamatorias por los linfocitos T y los macrófagos. La expresión de TGF- β , agente fibrogénico importante que aumenta la expresión de colágeno, fibronectina y proteoglicanos (claves en la cicatrización y cura de heridas), también se ve aumentada por estas fluencias, poniendo de manifiesto el efecto anti-inflamatorio del láser He-Ne a fluencias de 0.02J/cm² (Figura 1). Una vez establecidas las fluencias pro y anti-inflamatorias de la expresión basal de los genes, se estudia el efecto del láser sobre la respuesta de los macrófagos RAW a LPS, estimulador de la inflamación (Figura 2). Los efectos del láser en función de la fluencia se mantienen en respuesta a LPS. La irradiación con fluencias anti-inflamatorias (0.02 J/cm²) potencia el efecto anti-inflamatorio al aumentar la expresión de IL-10 e inhibir ligeramente la expresión de iNOS. También aumenta considerablemente la expresión de IL-1 β , lo cual se corresponde con estudios previos en los que se ponen de manifiesto los efectos positivos de la IL-1 β sobre la cura de heridas y cicatrización [4]. Cuando se aplican fluencias pro-inflamatorias (1.2 J/cm²) en respuesta a LPS, se aumenta ligeramente la expresión de los genes proinflamatorios (TNF- α e iNOS), potenciando la respuesta de defensa frente al agente invasor (Figura 2).

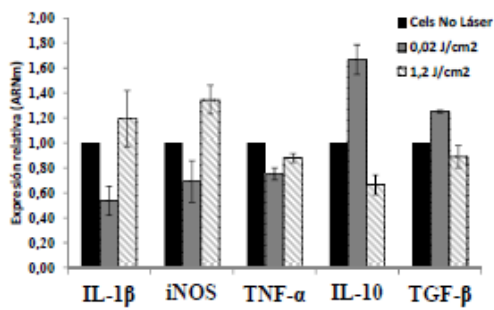


Figura 1: Expresión relativa basal de genes inmuno-inflamatorios

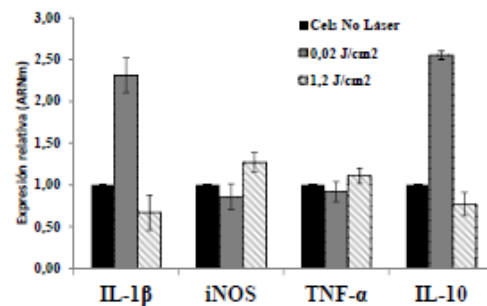


Figura 2: Expresión relativa de genes inmuno-inflamatorios en respuesta a LPS

Conclusiones

Nuestros datos muestran la capacidad del LLLT para inmunomodular la expresión de los genes inflamatorios en macrófagos murinos en cultivo, con capacidad para potenciar la inflamación y respuesta frente a patógeno, o inducir a los macrófagos a crear un ambiente más anti-inflamatorio y que promueva una cura de heridas y cicatrización más rápidas y eficaces. La inmunomodulación de los diferentes genes en función de cada situación patogénica permitiría potenciar el efecto positivo del láser, e incluso ampliar su rango de aplicaciones. Potenciar la respuesta pro-inflamatoria podría servir para mejorar la respuesta a patógenos, sobre todo en pacientes inmunodeprimidos. Todos estos datos apuntan al LLLT como una herramienta para modular el funcionamiento de los macrófagos, lo cual abre nuevas puertas para el tratamiento de una gran variedad de enfermedades autoinmunes donde el funcionamiento aberrante de los macrófagos juega un papel determinante en la patología de la enfermedad.

Bibliografía

- (1) Palmgren N, Jensen GF, Kaae K, Windelin M, Colov HC. Low-power laser in rheumatoid arthritis. *Lasers Med Sci* 1989 4:193-196
 - (2) Wynn TA, Barron L. Macrophages: Master Regulators of Inflammation and Fibrosis. *Semin Liver Dis.* 2010 30(3):245-57
 - (3) Funk JO, Kruse A, Neustock P, Kirchner H. Helium-neon laser irradiation induces effects on cytokine production at the protein and the mRNA level. *Exp Dermatol* 1993 2:75-83
 - (4) Vegesna V, McBride WH, Jeremy M.G. Taylor JMG, Withers HR. The Effect of Interleukin-1 β or Transforming Growth Factor- β on Radiation-Impaired Murine Skin Wound Healing. *J Surg Res* 1995 59(6):699-704
- Esta investigación ha sido sufragada en parte por Fibrostatin S.L. y el proyecto INNPACTO 2011-1527-010000.

DESARROLLO DE UN SOFTWARE DE CUANTIFICACIÓN DE DENSIDAD TUMORAL A PARTIR DE IMÁGENES DE BIOPSIAS DE CÁNCER DE CABEZA Y CUELLO

Fernández JM¹, Alba JL¹, Mera M², Lorenzo Y², Iglesias MB², López Medina A² y Muñoz V²

¹Universidad de Vigo. E.E.Telecomunicación. Vigo.

²Hospital do Meixoeiro – CHUVI. Vigo.

Correspondencia: jalba@gts.uvigo.es

Palabras clave: Medida de área, conteo de células, densidad tumoral, resonancia magnética, coeficiente de difusión aparente.

Introducción y objetivos

La resonancia magnética (RM) permite el uso de imágenes funcionales que nos permiten evaluar la evolución de la respuesta tumoral a la radioterapia. Dentro de estas técnicas, una de las más prometedoras es la medida del coeficiente de difusión aparente (ADC) a partir de una serie de imágenes de difusión. Recientemente algunos trabajos han medido una correlación inversa entre la densidad tumoral y el coeficiente de ADC normalizado [1,2]. La cuantificación de la densidad tumoral en imágenes de biopsias es un proceso tedioso y propenso a errores incluso con la ayuda de software específico de edición de imágenes. En este trabajo presentamos una técnica de procesamiento de imágenes que nos permite cuantificar la densidad tumoral en biopsias de tejido epitelial en cáncer de cabeza y cuello. Esta técnica no solo permite medir la densidad celular sino ponderar dicha densidad por el grado de malignidad del tumor en cada zona. El objetivo del estudio a medio plazo consiste en correlacionar el ADC mínimo con la densidad tumoral máxima en cada voxel y verificar si el ADC puede ser empleado como estimador de la densidad tumoral. Material y métodos: Se ha utilizado el software Matlab 7.12.0, con el Image Processing Toolbox. Las imágenes de biopsias utilizadas para desarrollar la técnica provenían de tejido epitelial con tumores de cabeza y cuello en fase avanzada que se trataron con IMRT y están incluidos dentro del proyecto ARTFIBio. El tejido se tintó con citoqueratina y se seleccionaron diferentes zonas en las que hubiese proporciones diferentes de células tumorales, células sanas y estroma. En la Figura 1 se puede ver un ejemplo. Las imágenes tienen una resolución de 2.

Resultados y discusión

El software parte de la imagen tintada de tejido biopsiado y devuelve una imagen mapa de densidad celular y otra imagen mapa de malignidad. La combinación de ambos mapas ofrece un mapa de densidad tumoral. El software ejecuta la siguiente secuencia de operaciones: en primer lugar se transforma el espacio de color RGB en otro ad-hoc que realza los núcleos. En uno de los canales se aplica un umbral para separar los núcleos y las regiones de estroma. Para aumentar la sensibilidad, el umbral debe permitir cierta proporción de falsos positivos que serán detectados y eliminados más adelante y así mantener la especificidad alta. Sobre el mismo canal se obtiene una imagen de gradientes para resaltar las transiciones de núcleo a citoplasma. Una vez que se tiene el conjunto de núcleos detectados y rellenados hasta el citoplasma, se elimina la parte de estroma de la imagen. Para cada ventana de imagen de 1mm² se hace un análisis localizado para obtener una medida local del área ocupada por los núcleos y se calcula su densidad local. Al mismo tiempo se calcula un mapa de malignidad tumoral. El mapa se forma filtrando la imagen con una función que relaciona el área ocupada por los núcleos, la distancia internuclear y la disparidad morfológica de los mismos. El factor de disparidad morfológica se calcula a partir de los descriptores de Fourier del perímetro de cada núcleo detectado. Esto da lugar a un mapa de malignidad que, combinado con el mapa de densidad celular, nos ofrece un mapa de densidad tumoral. La integración numérica del mapa de densidad tumoral en una región de 1mm² (Figura 2), resulta en un valor de densidad. A partir de aquí es fácil encontrar la densidad tumoral máxima por mm² del tejido biopsiado, que es el valor de interés para correlar con el ADC mínimo.

Muestra de biopsia. Nº células (sin estroma) = 340

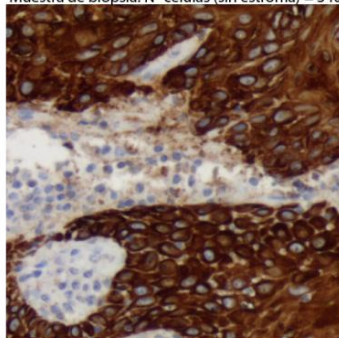


Figura 1

Mapa de densidad tumoral

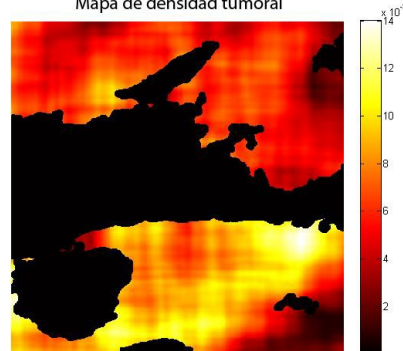


Figura 2

Conclusiones

Se ha desarrollado un software de cuantificación automática de densidad tumoral para tejidos biopsiados y tintados con citoqueratina, utilizando información colorimétrica y morfológica, que permite además distinguir entre células malignas y células sanas. El software permite encontrar, dentro de la zona biopsiada, el área de 1 mm² con mayor densidad tumoral, que en un futuro se podrá asociar al ADC mínimo de la serie de pacientes incluidos en el proyecto ARTFIBio y poder comprobar la correlación inversa entre ambas medidas.

Este trabajo ha sido financiado por el proyecto PI11/02035, del Fondo de Investigaciones Sanitarias (FIS) del Instituto de Salud Carlos III y por el Concello de Vigo.

Bibliografía

- [1] T. Sugahara et al. "Usefulness of Diffusion-Weighted MRI With Echo-Planar Technique in the Evaluation of Cellularity in Gliomas" JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING 9:53–60 (1999)
- [2] D.T.Ginat, et al. "Diffusion-Weighted Imaging for Differentiating Benign From Malignant Skull Lesions and Correlation With Cell Density", AJR Am J Roentgenol. 2012 Jun;198(6):W597-601. doi: 10.2214/AJR.11.7424.

ÁREA 16

TÉCNICAS DE MODELADO Y SIMULACIÓN



INDICE DE TRABAJOS DEL ÁREA 16

- 001. Estimación del impacto radiológico ambiental en caso de liberación accidental de radionucleidos en un reactor de fusión DCLL.**
Palermo I, Gómez Ros JM, Sanz J y Mota F.
- 002. Modelado del colimador Optifocus de siemens en un Component Module de BEAMnrc.**
Laliena Bielsa V, García Romero A, Villa Gazulla D, Ortega Pardina P, Calvo Carrillo S, Millán Cebrián E, Hernández Vitoria A y Canellas Anoz M.
- 003. Monte Carlo aplicado al cálculo de blindajes de instalaciones usadas en radiografía industrial.**
Martínez Ovalle S A, Olaya Dávila H y Reyes Caballero F.
- 004. Effect of metallic expander on radiation dose distributions for breast IMRT plans: a Monte Carlo evaluation.**
Zarza-Moreno M, Calvo Ortega JF, Jesús AP y Casals Farran J.
- 005. Modelo de fuentes de contaminación de electrones para radioterapia de haces de fotones.**
González Infantes W, Lallena Rojo A M y Anguiano Millán M.
- 006. Uso del código MCNPX para el cálculo de matrices respuesta en un sistema de esferas Bonner.**
Guerrero Araque JE y Méndez Villafañe R.
- 007. Modelado y comisionado de un sistema de conos Brainlab para la neuralgia del trigémino.**
- 008. Estudio del efecto de heterogeneidades usuales en Braquiterapia mediante simulación Monte Carlo.**
Vera Sánchez JA, Ruiz Morales C y Tobarra González BM.
- 009. Plataforma MatLab para planificación Monte Carlo y evaluación dosimétrica experimental.**
Baeza JA, Ureba A, Jiménez-Ortega E, Pereira-Barbeiro AR y Leal A.
- 010. Impacto dosimétrico de la variación de los materiales asignados en la simulación por el método de Monte Carlo de un tratamiento de Radioterapia.**
Jiménez Albericio FJ, Laliena Bielsa V, Gandía Martínez A, Font Gómez JA, Andrés Redondo MM y Mengual Gil MA.
- 011. Caracterización dosimétrica de la fuente de Cobalto-60 BEBIG Co0.A86 mediante simulación Monte Carlo.**
Almansa López J, Guerrero Alcalde R, Torres Donaire J y Lallena Rojo A.
- 012. Efecto dosimétrico del ruido estadístico de la imagen TC en la simulación Monte Carlo de tratamientos de Radioterapia.**
Laliena Bielsa V, Jiménez Albericio FJ, Gandía Martínez A, Font Gómez JA, Mengual Gil MA y Andrés Redondo MM.
- 013. Impacto dosimétrico de la variación de la función de conversión de Unidades Hounsfield a densidad de masa en la simulación por el método de Monte Carlo de un tratamiento de Radioterapia.**
Jiménez Albericio FJ, Laliena Bielsa V, Gandía Martínez A, Font Gómez JA, Andrés Redondo MM y Mengual Gil MA.
- 015. Control de calidad de la Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT) basado en simulación Monte Carlo.**
Pereira-Barbeiro AR, Ureba A, Baeza JA, Mateos JC, Velázquez Miranda S, Jimenez-Ortega E y Leal A.
- 016. Modelo computacional de crecimiento tumoral para la línea celular MCF7 de esferoides multicelulares.**
Ruiz-Arrebola S, Tornero-López AM, Guirado D, Aranda M, Villalobos M y Lallena AM.
- 017. Aplicación de GAMOS/GEANT4 para cálculos en Protección Radiológica.**
Arce Dubois P, Lagares González JI y Sansaloni Florit F.
- 018. Implementación de un modelo en GEANT4 de un acelerador en CloudMC, una aplicación web para la paralelización de simulaciones Monte Carlo en la nube.**
Miras del Río H, Jiménez Marrufo R, Cortés Giraldo MA y Miras del Río C.
- 019. Simulación Monte Carlo como método de verificación de la caracterización de fuentes en Braquiterapia oftálmica.**
Ortiz Lora A, Miras del Río H y Terrón León JA.
- 020. Algoritmo de reconstrucción de imágenes médicas DRR.**
Estrada Espinosa JC.
- 021. CARMEN: Un sistema de planificación Monte Carlo basado en programación lineal a partir de aberturas directas.**
Ureba A, Pereira-Barbeiro AR, Jiménez-Ortega E, Baeza JA, Salguero FJ y Leal A.

ESTIMACIÓN DEL IMPACTO RADIOLÓGICO AMBIENTAL EN CASO DE LIBERACIÓN ACCIDENTAL DE RADIONUCLEIDOS EN UN REACTOR DE FUSIÓN DCLL

Palermo I¹, Gómez Ros JM¹, Sanz J² y Mota F¹

¹CIEMAT. Madrid.

²Dep. de Ingeniería Energética. UNED. Madrid.

Correspondencia: jm.gomezros@ciemat.es

Palabras clave: Fusión, activación, DCLL, LiPb.

Introducción y objetivos

La producción de tritio y los productos de activación en el LiPb pueden suponer un riesgo radiológico en caso de liberación accidental en un reactor de fusión. Dentro del programa de investigación Consolider de tecnología de fusión TECNO_FUS (CSD2008-079) se ha desarrollado un diseño para un reactor con envoltura regeneradora con doble refrigeración (DCLL). El propósito de esta comunicación es presentar los cálculos del impacto radiológico derivado de una liberación accidental de radionucleidos provenientes del circuito de LiPb.

Material y métodos

Se ha utilizado el código MCNPX 2.6 para simular el transporte acoplado de neutrones y fotones y obtener el espectro de fluencia de neutrones así como la producción de tritio y helio considerando la geometría detallada de un reactor de fusión DCLL convertida a partir del modelo CATIA utilizando el programa MCAM desarrollado por FDS Team. La activación en los materiales se ha calculado utilizando el código ACAB, considerando un escenario de 5 años de operación (5 full power years) para la máxima tasa de fluencia neutrónica en la envoltura regeneradora (breeding blanket). Se ha calculado la actividad específica, la tasa de dosis absorbida de contacto y la dosis efectiva comprometida para determinar los radionucleidos potencialmente más peligrosos. La dispersión de dichos radionucleidos se ha simulado mediante el código HOTSPOT con un modelo de pluma Gausiana para dos condiciones atmosféricas diferentes. Igualmente, se ha utilizado HOTSPOT para determinar la dosis efectiva (por irradiación externa e inhalación) para el individuo más expuesto.

Resultados y discusión

De acuerdo con los resultados obtenidos, el cumplimiento de los límites de exposición permitirían una liberación de hasta 40 kg de LiPb activado. La comparación de este valor con la cantidad realmente liberada en un accidente determinado permite establecer los requisitos de confinamiento y seguridad.

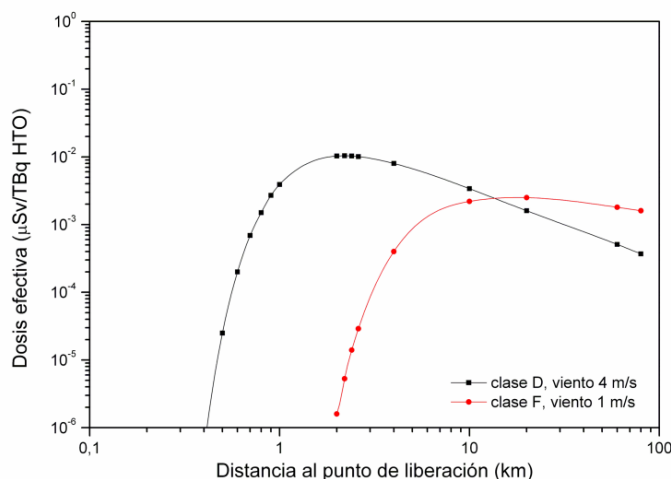


Fig. 1: Dosis efectiva (mSv/TBq) debida a la liberación de tritio (en forma de HTO) en función de la distancia al punto de liberación, para dos condiciones diferentes de estabilidad atmosférica

Conclusiones: Se ha realizado un análisis preliminar de seguridad para un diseño conceptual de un reactor de fusión DEMO DCLL, considerando los radionucleidos producidos por activación neutrónica relevantes por su mayor riesgo en términos de actividad específica, dosis gamma superficial y dosis efectiva comprometida por inhalación. A partir de los modelos de dispersión considerados, se ha calculado la dosis efectiva para el individuo más expuesto (2.5×10^{-4} Sv por kilogramo de LiPb liberado).

Bibliografía

1. I. Palermo, J.M. Gómez Ros, G. Veredas, J. Sanz, L. Sedano. Neutronic design analysis for a dual coolant blanket concept: optimization for a Fusion reactor DEMO. *Fus. Eng. Des.* 87, 1019-1024 (2012).
2. I. Palermo, J.M. Gómez Ros, G. Veredas, J. Sanz, L. Sedano. Radiation dose assessment due to the accidental release of radionuclides from a DCLL reactor. (27th SOFT, 24-28 de septiembre de 2012, Lieja, Bélgica).
3. D.B. Pelowitz (Ed.), MCNPX User's Manual Version 2.6. Report LA-CP-07-1473 (2008).
4. J. Sanz, O. Cabellos, N. Garria-Herranz. ACAB-2008, Activation Abacus Code V2008. NEA Data Bank, NEA-1839 (2009).
5. S.G. Homann. HOTSPOT Health Physics Codes Version 2.07.1 User's Guide. LLNL-TM-411345 Rev.1 (2012).
6. ICRP60. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. *Annals of the ICRP* 21. Pergamon Press, Oxford (1991).
7. DOE. Emergency Management Guide, volume II, Hazards Surveys and Hazards Assessments. DOE G 151.1-1, US Department of Energy (1997).
8. M.L. Abbott, L.C. Cadwallader, D.A. Petti. Radiological Dose Calculations For Fusion Facilities. INEEL/EXT-03-00405 (2003).
9. EPA. Manual of Protective Action Guides and Protective Actions for Nuclear Incidents. EPA-400-R92-001, NTIS PB92-164763, US Environmental Protection Agency (1991).

MODELADO DEL COLIMADOR OPTIFOCUS DE SIEMENS EN UN COMPONENT MODULE DE BEAMNRC

Laliena Bielsa V, García Romero A, Villa Gazulla D, Ortega Pardina P,
Calvo Carrillo S, Millán Cebrián E, Hernández Vitoria A y Canellas Anoz M

Servicio de Física y Protección Radiológica, HCU Lozano Blesa. Zaragoza.

Correspondencia: lalienavm@gmail.com

Palabras clave: Monte Carlo, colimador multilámina, tongue and groove.

Introducción y objetivos

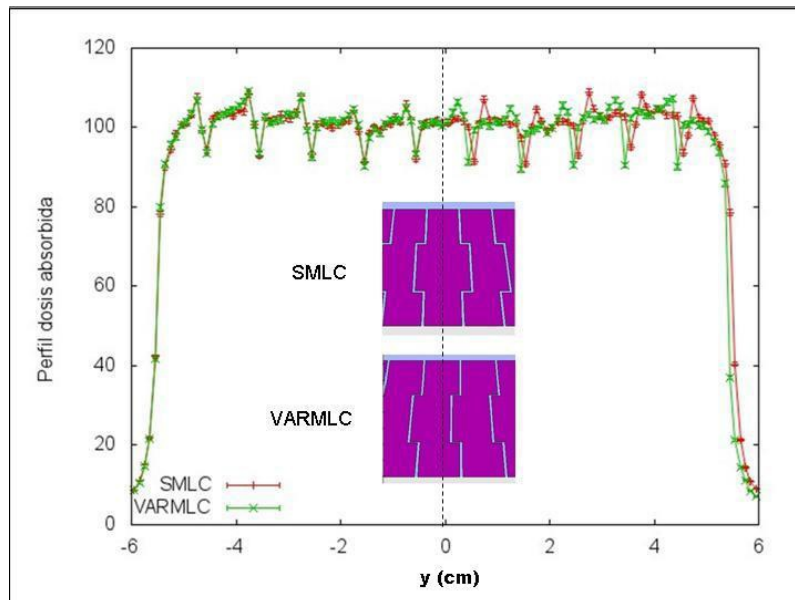
Los colimadores multilámina (MLC) se han convertido en un componente esencial en la mayoría de los aceleradores de electrones para tratamientos de radioterapia porque permiten una conformación de los campos muy versátil. La geometría de los MLC ocasiona efectos dosimétricos peculiares que conviene tener bajo control ya que pueden ser relevantes en IMRT: la transmisión interlámina y el efecto de machihembrado (tongue and groove). Una herramienta muy útil para estudiarlos es la simulación Monte Carlo. El paquete de programas BEAMnrc1 es uno de los más utilizados para realizar simulaciones Monte Carlo del transporte de radiación en el cabezal de los aceleradores de partículas. En BEAMnrc las distintas partes del cabezal se programan modularmente mediante los llamados Component Modules (CM)². El usuario modela su acelerador eligiendo los CM que mejor se adaptan a la geometría de su máquina. Para simular un MLC, BEAMnrc ofrece CMs que se ajustan a los MLC de Elekta y de Varian, pero no a los de Siemens, cuya geometría es diferente. En los CM que modelan los colimadores de Elekta y Varian todas las láminas son similares. Sin embargo, en el MLC Optifocus (y en el 3-D MLC) de Siemens la lámina central es especial, pues tiene una lengüeta a cada lado en lugar de lengüeta y surco, y el machihembrado es simétrico respecto de la lámina central. Con ninguno de los CM de Beamnrc existentes hasta ahora puede modelarse esta geometría. Por ello, con el objetivo final de estudiar la relevancia del efecto tongue and groove en los tratamientos reales de IMRT que se imparten en nuestro hospital, hemos desarrollado un nuevo CM, que llamamos SMLC, que modela la geometría de los colimadores Optifocus y 3-D MLC de Siemens.

Material y métodos

Usamos los lenguajes de programación Fortran y Mortran para escribir el código del nuevo CM. La correspondiente interfaz gráfica para BEAMnrc, que facilita el uso del programa, se escribió en Tcl. Para comprobar que el transporte de la radiación a través del CM se realiza correctamente, especialmente en lo que concierne al cruce de interfases, se han llevado a cabo diversas pruebas, como por ejemplo el trazado de rayos. Otra comprobación es la comparación de resultados de simulaciones realizadas con SMLC y con el CM VARMLC, con el que simulamos un MLC con las mismas dimensiones de espesores de láminas, lengüetas y surcos que SMLC pero que, como se aprecia en los insertos de la figura, modela un machihembrado diferente. El diseño machihembrado del colimador se traduce en el CM en la presencia de unos parámetros cuyos valores ha de ajustar el usuario para reproducir las características dosimétricas de su MLC. Los más relevantes son la anchura de la capa de aire que separa láminas consecutivas, la anchura de la lengüeta y la profundidad del surco. Para ajustarlos se han realizado medidas experimentales de la distribución de dosis de un campo de geometría sensible al efecto tongue and groove, que consiste en la superposición de un campo con láminas alternativamente abiertas y cerradas y su complementario, en el que las láminas abiertas se cierran y las cerradas se abren³. Los perfiles experimentales se obtuvieron mediante película gágrafica y dosimetría con un dispositivo electrónico de imágenes portales.

Resultados y discusión

Las pruebas realizadas al CM muestran que el transporte de la radiación a través del mismo se desarrolla de la forma que se espera de acuerdo con su geometría. El trazado de rayos y los tests de cruce de interfaces han probado que la geometría ha sido bien codificada. Las características del nuevo CM (SMLC) se ponen claramente de manifiesto al compararlo con VARMLC, como se ve en la figura. En ella se muestra un perfil de dosis absorbida en la dirección Y, ortogonal al movimiento de las láminas, que se ha generado por la superposición de dos campos complementarios, en cada uno de los cuales las láminas están alternativamente abiertas y cerradas. Los parámetros son idénticos en ambos casos y han sido elegidos con el objeto de que se diferencien claramente las posiciones de la lengüeta y del surco. Los picos se corresponden con la posición del surco. SMLC es simétrico respecto de la lámina central y el perfil de dosis es consecuentemente simétrico respecto de $y=0$. Por su parte, en VARMLC todas las láminas son geoméricamente semejantes y no existe simetría respecto de la central, lo que también se aprecia en la figura. En la región $y<0$ SMLC y VARMLC son idénticos y los perfiles coinciden dentro de la incertidumbre



estadística. Para $y > 0$ los colimadores son diferentes y la diferencia en la posición de los picos se corresponde con la diferencia en la posición de los surcos. Los parámetros del CM que caracterizan la geometría del colimador han sido ajustados para reproducir las características dosimétricas del MLC Optifocus de nuestro hospital. Hemos comprobado además que no es posible ajustar adecuadamente los resultados experimentales con el CM VARMLC, debido a que ofrece un modelado del machihembrado que no se adapta al de Optifocus. Conclusiones: El nuevo CM de BEAMnrc que hemos desarrollado, SMLC, reproduce las características dosimétricas del MLC Optifocus de Siemens. Por el contrario, con los CM que ofrece BEAMnrc en su última distribución no es posible ajustar adecuadamente las características dosimétricas de Optifocus. Así, el desarrollo de SMLC posibilita el estudio mediante simulaciones Monte Carlo de los efectos del colimador Optifocus en los tratamientos de IMRT que se llevan a cabo en nuestro hospital. Las simulaciones de tratamientos están en curso y los resultados serán presentados en un futuro próximo.

Bibliografía

1. Rogers DWO, Faddegon BA., Ding GX, Ma C-M, Wei J, Mackie TR. BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys* 1995; 22:503 – 524.
2. Walters BRB, Rogers DWO. QA for the BEAM system: component modules, variance reduction options and source routines. NRC IRS Report no. PIRS-0509k, 1995.
3. Stykes JR, Williams PC. An experimental investigation of the tongue and groove effect for the Phillips multileaf collimator. *Phys Med Biol* 1998; 43:3157 – 3165.

MONTE CARLO APLICADO AL CÁLCULO DE BLINDAJES DE INSTALACIONES USADAS EN RADIOGRAFÍA INDUSTRIAL

Martínez Ovalle S A, Olaya Dávila H y Reyes Caballero F

Grupo de Física Nuclear Aplicada y Simulación. Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colombia. Boyacá. Colombia.
Correspondencia: s.agustin.martinez@uptc.edu.co

Palabras clave: Protección Radiológica, Monte Carlo, blindajes, Equivalente de dosis.

Introducción y objetivos

La gammagrafía industrial es una de las técnicas que utiliza la radiación ionizante como ensayo no destructivo (END), esta técnica se conoce como Radiografía Industrial que no es otra cosa que la obtención de imágenes fotográficas que reflejan los defectos de piezas por emisión y absorción de la radiación [1,2]. Estos ensayos se realizan en recintos cerrados (bunkers) especialmente diseñados para este fin, instalaciones que deben ser diseñadas especialmente para este propósito. El método más común y el que suele usarse en los cálculos de blindajes de estas instalaciones es el seguido por NCRP-151 [3]. Sin embargo, publicaciones recientes permiten hacer cálculos con muy buena aproximación sin sobrestimar espesores [4]. El objetivo principal de este trabajo es corroborar mediante Monte Carlo, las dimensiones más apropiadas en el blindaje de una instalación diseñada para Radiografía Industrial con un irradiador de Co-60.

Material y métodos

En este trabajo se diseñó una instalación dedicada a la irradiación de piezas de gran volumen y peso. Para esto se calcula mediante protocolo NCRP el espesor más adecuado para fotones de 1.33 MeV, encontrándose que son @ 70 cm. Una vez encontrado este espesor se procede a diseñar el bunker de irradiación siguiendo las recomendaciones establecidas que garantizan la protección radiológica durante la operación del equipo. Los espesores usados en el cálculo en todas las paredes son tomados como 70 cm, con los cuales se hizo el respectivo cálculo con el código MCNPX [5]. Los materiales usados fueron Concreto Ordinario de 2.3 g/cm³, y corteza terrestre de densidad 2.7 g/cm³. La fuente es simulada mediante una función analítica variable, que emite fotones gamma de forma isotrópica con energías de 1.1732 y 1.3325 MeV respectivamente. El cálculo es hecho en cluster paralelizado simulando en cada caso un total de 5E8 historias. Para el cálculo fueron escogidos 27 puntos según su criticidad por el oficial de Protección Radiológica. En cada punto fue calculada la fluencia de fotones, la que posteriormente es multiplicada por los respectivos coeficientes de conversión de fluencia a equivalente de dosis ambiental $H^*(10) \cdot \Phi^{-1}$.

Resultados y discusión

En la Tabla 1 se presentan los resultados obtenidos para el cálculo en los 27 puntos escogidos. Los puntos fueron ubicados dentro y fuera de la instalación. Los puntos de mayor fluencia se encuentran en cercanías de la fuente y esta disminuye con la posición dentro del laberinto. Los puntos exteriores a la instalación presentan equivalentes de dosis por debajo del límite permitido.

Punto	Actividad 50 Ci			
	H*(10)	Kerma en aire		
	$\mu\text{Sv/h}$	[%]	Gy/fotón	[%]
1	8329,862124	0,23	6,83096E-08	0,27
2	3667,023883	0,33	3,02017E-08	0,4
3	68,76777786	1,22	4,39869E-10	1,47
4	19,32427921	2,18	1,2386E-10	2,54
5	6,692745321	3,65	4,36461E-11	4,7
6	10,161414	3,17	6,41505E-11	3,71
7	6,015493742	4,31	4,05888E-11	5,6
8	4,320163728	0,08	3,10981E-11	2,91
9	19,75047589	0,04	1,29332E-10	1,45
10	16,15243198	0,05	1,00255E-10	1,55
11	11,94305318	0,04	7,32536E-11	1,8
12	8,860256849	0,06	5,72836E-11	2,13
13	8,598357401	0,06	5,59073E-11	2,29
14	9,021636552	0,04	5,53828E-11	2,19
15	8,409903454	0,04	5,14424E-11	2,07
16	6,881305006	0,03	3,97238E-11	2,52
17	4,428631542	0,07	2,80051E-11	2,97
18	5,140068199	0,11	3,37581E-11	2,81
19	5,218772517	0,1	3,80362E-11	2,84
20	3,233838752	0,13	2,35756E-11	3,65
21	0,070300033	0,25	1,20569E-11	11,22
22	0,081470543	0,31	5,38271E-13	18,79
23	0,112551771	0,37	6,49648E-13	15,21
24	0,10652757	0,29	7,26416E-13	18,13
25	0,229444582	0,19	1,83313E-12	10,17
26	0,2511175	0,45	1,53911E-12	10,93
27	0,271008579	0,18	1,93024E-12	11,83

Tabla 1. Equivalente de dosis ambiental H*(10) calculada en 27 puntos establecidos según su criticidad y su incertidumbre porcentual. Los resultados del Kerma en aire son dados por fotón emitida desde la fuente.

Conclusiones

Las tasas de dosis de contorno cuando se usan colimadores deben estar típicamente en el intervalo de 7,5 a 20 $\mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1}$. Las tasas de dosis límite son típicamente del orden de los 50 $\mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1}$ cuando no es posible el uso de un colimador. Las tasas de dosis transitorias durante las operaciones de radiografía windout origen pueden superar estos valores, por tanto, los cálculos muestran, que se está dentro de los límites permitidos. Ref: (6.1 Boundary of controlled area pg. 38. radiation protection and safety in industrial radiography, report n° 13).

Bibliografía

- [1] BS 4094-1. British Standards Institution. Recommendation for data on shielding from ionizing radiation. Part. 1. Shielding from gamma radiation. (1966).
- [2] F. Ramírez Gómez. Métodos de ensayos no destructivos. INTA, D.L. ISBN 8492079827 (TomoI). Madrid, España. (1996)
- [3] NCRP 151. National Council on Radiation Protection and Measurements. Structural Shielding design and evaluation for megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy facilities. (2005).
- [4] S. A. Martínez-Ovalle, R. Barquero, J. M. Gómez-Ros and A. M. Lallena. Ambient neutron dose equivalent outside concrete vault rooms for 15 and 18 mv radiotherapy accelerators. Radiation Protection Dosimetry. doi:10.1093/rpd/ncr208. (2011).
- [5] D. B. Pelowitz. MCNPX User's Manual Version 2.5, Los Alamos National Laboratory. (2005).

EFFECT OF METALLIC EXPANDER ON RADIATION DOSE DISTRIBUTIONS FOR BREAST IMRT PLANS: A MONTE CARLO EVALUATIONZarza-Moreno M¹, Calvo Ortega JF², Jesus AP³ y Casals Farran J²¹IPO Lisboa/ Radiotherapy Department. Lisboa, Portugal.²Radiation Oncology Department. Hospital Quirón Barcelona. Barcelona.³Faculdade de Ciências e Tecnologia/Universidade Nova de Lisboa. Monte de Caparica. Portugal.

Correspondencia: miriamzamo@gmail.com

Palabras clave: Monte Carlo algorithm, AAA algorithm, tissue expander, breast cáncer, IMRT, metal artifact.**Introducción y objetivos**

In some postmastectomy breast radiotherapy, patients are often irradiated with a temporary tissue expander. Most tissue expanders present a high density metallic disk inside which produce severe streaking artifacts in CT images and, as a consequence, is expected to affect the dose calculations [1]. With the implementation of complex technique such as the IMRT technique, more rigorous verification is required in order to ensure the accurate determination of the absorbed dose before the treatment delivery. Monte Carlo (MC) algorithms have shown to be a reliable tool to provide improved dose accuracy in such situations [2-3]. The aim of this work is to assess the accuracy of the dose calculation performed with a commercial TPS for breast IMRT radiotherapy in presence of metallic expanders (model McGhan Style 150). A MC method is used as gold standard for this evaluation.

Material y métodos

Three breast patients with metallic (Ti) expanders were enrolled in this study. Planning CT of each one was acquired with a voxel size of 0.09 cm x 0.09 cm x 0.30 cm in a CT scanner (Siemens Somatom Sensation). Eclipse used a CT calibration curve (number vs relative electron density) acquired with a CatPhan phantom with different stuffs (air, PMP, LDPE, PMMA, Delrin, teflon) but not titanium. The CT artefact produced by expander around its vicinity was corrected by manually overwriting the CT number by 0 HU value. For the dose calculations, an evaluation planning target volume (PTV EVAL) beneath 5 mm from patient's skin was generated from the clinical PTV. A dynamic IMRT plan consisting of two tangencial fields was planned for each case using Eclipse TPS (v 10.0). The AAA algorithm was used for 6MV beams from a Varian 2100 CD linac equipped with a MLC Millennium 120. A total dose of 50 Gy was provided to the breast PTV EVAL. On the other hand, EGSnrc Monte Carlo algorithm was used to obtain the dose distribution for each plan generated previously by the Eclipse TPS. A MC phantom were created from the patient planning CT images using a ramp (air, tissue, lung and bone and titanium) to convert CT numbers into material and mass density. MC simulations were performed using the BEAMnrc code for the treatment-head simulation and the DOSXYZnrc code for the patient dose calculation. Dose volume histogram (DVH) for PTV EVAL was the metric used to evaluate the accuracy of the AAA algorithm to calculate clinical dose distributions in the presence of a tissue expander. Accuracy was quantified by comparing AAA-based DVH curves against the ones calculated with the MC algorithm. DVH curves of ipsilateral lung and heart were also compared for both algorithms.

Resultados y discusión

Small dose differences (< 2%) for PTV EVAL DVH were found between AAA and MC algorithms. Eclipse AAA algorithm overestimates the mean target dose about 2% , while discrepancies less than 1 % were observed for ipsilateral lung and heart. A clinically acceptable target dosage is performed whether Eclipse's plan is used to treat (Figure 1).

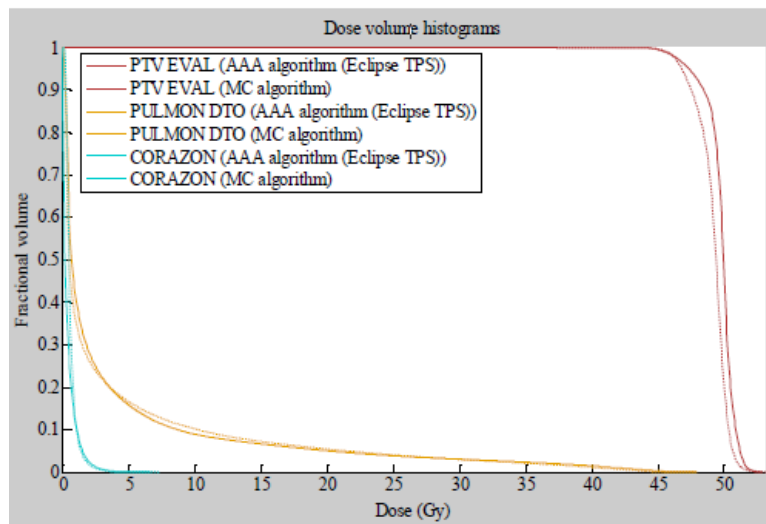


Figure 1. Comparison of DVH curves between AAA and MC algorithm of the PTV EVAL, lung and heart structures for one of the evaluated patient .

Conclusiones

According to our results, AAA algorithm implemented in the Eclipse TPS is able to compute reliable dose distribution when an expander is placed in the breast. The impact of the McGhan Style 150 expander on of the target dosage seems to be negligible for the target and critical structures. Further investigations about the CT conversion ramp used in the MC simulations as well as the influence of voxel size will be performed.

Bibliografía

- [1] Pizarro F. et al. Efectos de los extensores de tejidos con discos metálicos en su interior en la dosimetría de planificaciones radioterápicas. *Revista de Física Médica*. 2008; 9(2): 76-80
- [2] Chatziagiannis C. et al. Dose perturbation in the radiotherapy of breast cancer patients implanted with the Magna-Site: a Monte Carlo study. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2011; Vol 12, No 2.
- [3] Bazalova M. et al. Correction of CT artifacts and its influence on Monte Carlo dose calculations. *Med. Phys.* 2007; 34 (6), 2119 - 2132

MODELO DE FUENTES DE CONTAMINACIÓN DE ELECTRONES PARA RADIOTERAPIA DE HACES DE FOTONES

González Infantes W, Lallena Rojo A M y Anguiano Millán M

Departamento de Física Atómica Molecular y Nuclear Universidad de Granada. Campus Fuentenueva. Granada.

Correspondencia: wgonzalez@ugr.es

Palabras clave: Simulación Monte Carlo, modelo de fuentes, haces de fotones, contaminación de electrones.

Introducción y objetivos

Los algoritmos de cálculos basados en Monte Carlo (MC) son una de las herramientas de cálculo más precisa en los Sistemas de Planificación de Tratamiento [1]. Para realizar los cálculos MC en la representación del paciente, se necesitan un conjunto de parámetros a la entrada del paciente (tipo de partícula, energía, posición, dirección y peso estadístico), que pueden estar contenidos en un archivo de información conocido como espacio de fase (PSF) [2], o se pueden obtener a partir de un modelo de fuentes [3]. Para las configuraciones de fotones, los modelos de fuentes tienen en cuenta dos fuentes de fotones y una fuente de contaminación de electrones [4]. La contribución a la dosis de la contaminación de electrones es relativamente alta a profundidades pequeñas. Para haces de alta energía y tamaños de campo grandes puede ser de hasta un 30 % de la dosis máxima en la superficie. Nos centramos en desarrollar un modelo de fuentes de contaminación de electrones a partir de la simulación completa de los cabezales de tres aceleradores lineales de uso clínico.

Material y métodos

Con el fin de comprender el comportamiento espacial y energético de la fuente de electrones, utilizamos información acumulada en dos PSFs, uno a la entrada de los colimadores secundarios (PSF1) y otro a la entrada de la representación del paciente (PSF2). Realizamos un análisis de los PSFs obtenidos por simulaciones directas de los cabezales de los linacs, desarrolladas con el código de simulación MC PENELOPE v. 2011 [5]. Para el propósito de este trabajo utilizamos tres modelos de linac de los principales fabricantes, el Elekta Precise (Elekta Group, Crawly, UK), el Varian Clinac 2300C/D (Varian Medical System, Palo Alto, CA) y el Siemens Mevatron KDS (Siemens Medical Systems, Oncology Care Systems, Concord, USA), teniendo en cuenta la información suministrada por los fabricantes. Para verificar el modelo, implementamos una subrutina en el código PENMAIN de PENELOPE para generar las fuentes. Comparamos las medidas de rendimiento en profundidad (PDD) y perfiles en condiciones de referencia, utilizando el PSF2 obtenido de la simulación completa del cabezal, con las medidas de PDD y perfiles utilizando como entrada de la simulación, el modelo de fuentes de electrones.

Resultados y discusión

Las distribuciones espaciales debajo del filtro aplanador tienen un comportamiento similar para todos los modelos de linac y se pueden describir utilizando funciones gaussianas cuya sigma depende de la energía de los electrones. Para el caso del linac Elekta encontramos resultados muy similares a los publicados por Sikora y Alber [4]. La fluencia de electrones a la entrada de la representación del paciente se puede ajustar a una función que tiene en cuenta el aporte de la fuente primaria, expresado a través de una combinación de funciones de error y una corrección de los perfiles de fluencia. Los espectros de energía en el PSF2 se pueden ajustar a una función dependiente de 3 parámetros. Al comparar los resultados de las curvas de PDD y perfiles, utilizando el modelo de fuente y los PSF2 de electrones, encontramos muy buen acuerdo.

Conclusiones

Se propone un modelo de fuentes virtuales de electrones, que permite reproducir los parámetros de las fuentes a la entrada de la representación del paciente. Al comparar los valores del rendimiento en profundidad y los perfiles calculados a partir de la simulación completa de los cabezales, con los valores calculados utilizando el modelo de fuentes, encontramos que el modelo es capaz de reproducir las distribuciones de dosis en profundidad y los perfiles.

Bibliografía

- [1]. Chetty I J, et al. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Med. Phys.* 2007; 34: 4818-53.
- [2]. Fix M K, Keall P J and Siebers J V. Photon-beam subsource sensitivity to the initial electron-beam parameters. *Med. Phys.* 2005; 32: 1164-75.
- [3]. Fippel M, Haryanto F, Dohm O, Nüsslin F and Kriesen S. A virtual photon energy fluence model for Monte Carlo dose calculation. *Med. Phys.* 2003; 30: 301-11.
- [4]. Sikora M and Alber M. A virtual source model of electron contamination of a therapeutic photon beam. *Phys. Med. Biol.* 2009; 54: 7329-44.
- [5]. Salvat F, Fernández-Varea J M and Sempau J. PENELOPE A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport (Paris:NEA). 2011.

USO DEL CÓDIGO MCNPX PARA EL CALCULO DE MATRICES RESPUESTA EN UN SISTEMA DE ESFERAS BONNER

Guerrero Araque JE y Méndez Villafañe R

CIEMAT. Madrid.

Correspondencia: jorgeenrique.guerrero@ciemat.es

Palabras clave: Neutrones, código MCNPX, Esferas Bonner.

Introducción y objetivos

El sistema de espectrometría de neutrones basado en esferas de Bonner (BSS) consta de esferas de polietileno de diámetros diferentes en cuyo interior se aloja un detector sensible a neutrones térmicos, que bien puede ser pasivo o activo. Como detectores térmicos activos pueden ser contadores proporcionales de ^3He [$^3\text{He}(n,p)\text{T}$] o $^{10}\text{BF}_3$ [$^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{L}$], detectores de centelleo ^6LiI [$^6\text{Li}(n,\alpha)\text{T}$] y como detectores térmicos pasivos, laminas de Au [$^{147}\text{Au}(n,\gamma)^{148}\text{Au}$] o Dy [$^{164}\text{Dy}(n,\gamma)^{165}\text{Dy}$]. En todos los casos se producen reacciones nucleares que dan lugar a un tipo de radiación ionizante que se puede medir. La medida del espectro de fluencia neutrónica en un BSS se determina a partir del proceso deconvolución de los valores de tasa de cuentas registrada por cada esfera (en el mismo punto de medida), y para lo cual es necesario conocer la matriz respuesta neutrónica asociada al BSS, que es justamente la función respuesta de cada esfera resultado de la irradiación con haces monoenergéticos de neutrones en el rango de energía de aplicación del detector (p. ej., 0 MeV a 20 MeV). Sin embargo, la no existencia de fuentes de neutrones monoenergéticas que cubran todo el rango de energía hace imposible determinar experimentalmente la matriz respuesta asociada. Hoy día el uso de herramientas de cálculo avanzadas como el código MCNPX permite determinar fácilmente la matriz respuesta de un BSS, a partir de la simulación del transporte y producción de partículas en condiciones realistas. En este trabajo se pretende describir en gran medida los pasos de simulación utilizados en el código MCNPX para el cálculo la respuesta neutrónica de un BSS con detector pasivo o activo.

Material y métodos

MCNPX es un código de simulación de transporte de la radiación mediante el método Monte Carlo que realiza un seguimiento de las partículas en un rango de energía, bajo una configuración geométrica y materiales definidos por el usuario. El código realiza el seguimiento de cada partícula de forma individual a lo largo de toda su existencia (historia), desde el momento en que ésta es emitida por la fuente hasta que es absorbida, dispersada o escape del medio. Para simular la trayectoria de las partículas, MCNPX cuenta con una serie de librerías de secciones eficaces de los elementos atómicos con las cuales el código caracteriza las interacciones sufridas por las partículas dentro del material, a través de procesos aleatorios a los que se les asigna una distribución de probabilidad. En el proceso de simulación, el usuario crea un archivo de entrada (input) que es leído por el código, y que contiene información acerca de los siguientes temas:

1. Especificación de la geometría (celdas): definida a partir de volúmenes del espacio denominados celdas, las cuales son el resultado de las uniones e intersecciones de las regiones confinadas por ciertas superficies. Los elementos esenciales a simular son las esferas de diámetros 2" a 12", al igual que el detector de neutrones, para lo cual es fundamental disponer de las especificaciones técnicas dadas por el fabricante. Cabe resaltar que el detalle de la geometría simulada es ventaja para obtener resultados más realistas.
2. Descripción de los materiales y selección de las secciones eficaces: cada celda lleva asociado un material que ocupada dicho volumen, al cual se le asigna un número de material y su respectivo valor de densidad.
3. Localización y característica de la fuente de radiación: se considera la intensidad de emisión neutrónica de valor constante que oscila de un valor mínimo a un valor máximo de energía (p. ej. 0 a 20 meV). La fuente esta distribuida uniformemente sobre una superficie plana circular de igual diámetro a la esfera, ubicada a una distancia constante entre el centro del detector y la fuente. La emisión de la radiación neutrónica es perpendicular la superficie de la fuente.
4. El tipo de respuesta o tally deseado: hace referencia a la información de salida que ofrece el código. MCNPX calcula la respuesta del detector como el producto de la fluencia media de neutrones en el volumen activo del detector por el valor de sección eficaz de reacción de captura neutrónica, sea (n,p), (n, α) o (n, γ). Todos los resultados se obtienen normalizados por partícula inicial.
5. Parámetros de control: Incluye el número de historias (nps) y el tipo de partículas a transportar. Un mayor número de historias garantiza una menor incertidumbre estadística asociada a los resultados.

Resultados y discusión

Los resultados obtenidos hacen referencia al BSS-CIEMAT con detector de ^3He tipo SP2 y laminas de Au. Para ambos casos de detectores las funciones respuesta son similares; a medida que aumenta el diámetro de la esfera el valor pico o máximo de respuesta se desplaza a valores crecientes de energía. Esto es posible ya que al aumentar el radio de la esfera se detectan un mayor número de neutrones que han sido lo suficientemente termalizados. La validación de la matriz respuesta se lleva a cabo con fuentes de neutrones de referencia de ^{252}Cf o $^{241}\text{Am-Be}$. Conocido el valor de intensidad de emisión y el espectro de fluencia de estas fuentes, es posible comparar, a una determinada distancia fuente-detector, la tasa de cuentas medidas por cada esfera con el valor resultante del producto de la matriz respuesta y el espectro de fluencia conocido. Se ha demostrado que para esferas mayores a $6''$ la variación entre el valor calculado y medido es menor al 2 %.

Conclusiones

Se ha calculado con MCNPX la matriz respuesta de un sistema de esferas Bonner con detector pasivo o activo, para lo cual se describió en detalle los pasos necesarios a seguir por el código que son parte de la solución.

La correspondencia entre los valores calculados y medidos (validación de la respuesta), se debe en parte a que la simulación MCNPX permite definir en detalle la geometría del detector, lo cual garantiza un estudio detallado del transporte de las partículas (considerando obviamente la validación de las secciones eficaces usadas en el código).

MODELADO Y COMISIONADO DE UN SISTEMA DE CONOS BRAINLAB PARA LA NEURALGIA DEL TRIGÉMINO

Introducción y objetivos

La radiocirugía es un tratamiento eficaz para la neuralgia del trigémino. El empleo de LINAC con sistema de conos es una alternativa frente otros procedimientos. Como los campos a medir son muy pequeños preferimos no utilizar cámara tipo pinpoint por falta de equilibrio lateral y el uso de diodos implica realizar correcciones para corregir la sobrestimación de su lectura.

Material y métodos

Se modelaron para una energía de 6MV en un LINAC PRIMUS (Siemens) un conjunto de conos de radiocirugía (Brainlab) de diámetros 5, 6, 7.5 y 10 mm. Se usó una cámara PTW Farmer tipo 30013 para la dosis de referencia para un campo cuadrado 10x10 y una cuba de agua PTW, modelo MP3, con un diodo PTW 60012 para las medidas de PDDs, OARs y factores de campo. Para el comisionado del TPS se hicieron una serie de verificaciones: localización del isocentro, precisión del cálculo de u.m., dosis puntual con mosfet, perfiles de dosis en películas (Gafchromic EBT2) y simulaciones en Montecarlo

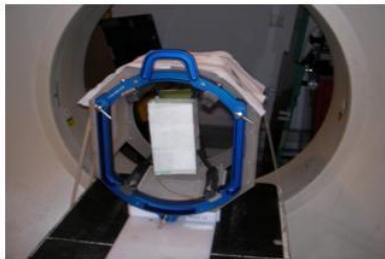


Fig1. Verificación geométrica del isocentro. Maniquí de la película con el marco estereotáxico.

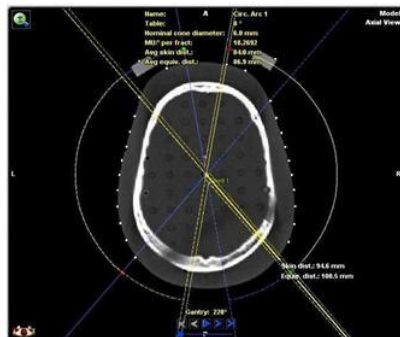
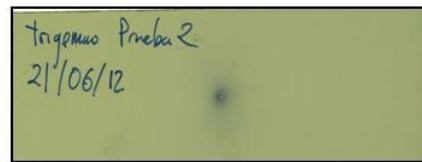


Fig2. Verificación disimétrica con mosfet y maniquí antropomórfico. Imagen de planificación de Iplan

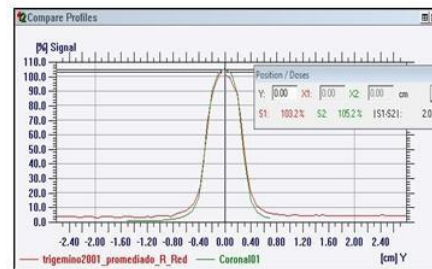


Fig3. Verificación dosimétrica EBT2 film.

Resultados y discusión

Para validar la precisión geométrica del conjunto linac-conos se comprobó la posición del isocentro con una película radiocrómica. Se colocó una película con una aguja clavada en el marco estereotáxico, se le hizo un TAC, en IPLAN(TPS Brainlab), se localiza y se marca el isocentro en la aguja y se dispara un tratamiento planificado en el linac. El análisis de la película muestra una discrepancia menor de 0.5 mm. (Fig1).

Las pruebas para la validación del modelado

- 1 Verificación de las unidades monitor mediante cálculo manual a diferentes SSD obteniendo una desviación máxima del 1.3%
- 2 Verificación de dosis absoluta con detector Mosfet introducido en el maniquí antropomórfico Alderson Rando. Se localiza el TAC con iPlan, se marca el isocentro del tratamiento sobre el mosfet (Fig.2). El resultado para el cono de 10 mm es menor del 5% (incertidumbre del MOSFET : 3%). En campos más pequeños la diferencia de dosis obtenida fue mayor debido al posicionamiento del detector por su tamaño en una zona de tan alto gradiente de dosis.
- 3 Verificación de perfiles con película radiocrómica. Se dispara un arco de tratamiento sobre una película colocada a 15mm de profundidad en un maniquí homogéneo. Se analiza la película con el software OmniPro® (IBA), los resultados obtenidos muestran un buen acuerdo entre los perfiles medidos y los planificados. (Fig3). Se han simulado por Monte Carlo los PDD de los

conos de 5mm, 6mm, 7.5mm y 10 mm obteniéndose una diferencia de menos del 2% respecto a las medidas experimentales. Para los factores de campo medidos ha sido necesario hacer una corrección debido a la sobreestimación del diodo en campos pequeños. [1]

Diametro(mm)	5	6	7,5	10
Factores de campo normalizados 100×100mm ² a 15 mm de profundidad .	0,659	0,702	0,746	0,792
"Small field correction factors" para el diodo PTW60012 .	0,94	0,95	0,96	0,98
Factores de campo corregidos	0,62	0,667	0,716	0,776

Conclusiones

Hemos utilizado diferentes métodos de medida para comisionar el sistema de conos de BrainLab. Para dosimetría relativa utilizamos diodos y películas, estas últimas son las más precisas por su alta resolución. Los mosfet se han utilizado para medir puntos de dosis. Y los cálculos de monte carlo son coherentes con los datos experimentales. Podemos concluir que los resultados son consistentes y además los primeros casos clínicos indican una evolución favorable.

Bibliografía

[1] Rastron et al. Small field diode correction factors derived using an air core fibre optic scintillation dosimeter and EBT2 film. PMB 57 (2012) 2587-2602.

ESTUDIO DEL EFECTO DE HETEROGENEIDADES USUALES EN BRAQUITERAPIA MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

Vera Sánchez JA, Ruiz Morales C y Tobarra González BM

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia.
Correspondencia: javsphys@gmail.com

Palabras clave: Simulación Monte Carlo, braquiterapia, heterogeneidad, Penelope, penEasy.

Introducción y objetivos

La mayoría de los actuales sistemas de planificación en braquiterapia no tienen en cuenta la composición de los materiales que forman los aplicadores, ni las características de las principales interfases presentes en los tratamientos. El objetivo de este trabajo es comparar las distribuciones dosimétricas obtenidas mediante simulaciones Monte Carlo en maniqués geométricos que representan características generales de los tratamientos que encontramos en nuestra práctica clínica, con los resultados calculados siguiendo el formalismo TG-43 [1] a partir de los datos de consenso existentes para la fuente de Ir-192 mHDR-v2 [2].

Material y métodos

El código Monte Carlo utilizado para la realización de todas las simulaciones es Penelope (v. 2011)[3] y su módulo PenEasy (v. 2012-06-01). La caracterización de la fuente mHDR-v2 de NUCLETRON se realiza siguiendo la aproximación geométrica y el espectro energético de la desintegración del Ir-192 propuesto por J. Borg et al [4]. Se simula la fuente en una esfera de agua de 40 cm de radio. Los resultados obtenidos para los parámetros Λ , $g_L(r)$ y $F(r,\theta)$ presentan un alto grado de acuerdo con los valores de consenso existentes para dicha fuente [2], encontrándose dentro de las tolerancias propuestas en [2]. Para estudiar el efecto de las heterogeneidades más usuales en tratamientos de braquiterapia se realizan simulaciones analíticas de situaciones clínicas modelizadas:

- i) La fuente se sitúa en el interior de un cilindro vaginal de PPSU genérico rodeado por tejido.
- ii) La fuente se encuentra en un aplicador uterino de acero AISI-316 rodeado de tejidos que aproximan las condiciones de tratamiento.
- iii) Se sustituye el aplicador uterino de acero por otro de características plásticas en las mismas condiciones del caso anterior.
- iv) Se simula la fuente inmersa en tejido y próxima a la interfase aire-tejido para estudiar la perturbación que esta situación introduce en la distribución de dosis.

Resultados y discusión

En el caso de los aplicadores uterinos y vaginales, las infradosificaciones encontradas en la distribución de dosis respecto a los valores dados por el formalismo TG-43 son del orden del 3% a distancias típicas del tratamiento y concuerdan con los valores obtenidos en la literatura. La magnitud de tales discrepancias no son significativas y podrían considerarse poco relevantes clínicamente[5]. Éstas diferencias se pueden atribuir al efecto de atenuación de los materiales que componen los aplicadores. En el caso de la interfase aire-tejido encontramos en la superficie del tejido una infradosificación del orden del 5-10% dependiente de la distancia de la fuente a la piel.

Conclusiones

Las diferencias dosimétricas encontradas para el caso de la braquiterapia ginecológica, respecto al formalismo TG-43, no son de gran magnitud y no afectan a la prescripción del tratamiento. En el caso de un tratamiento de un queloide las diferencias sí que se deben considerar y valorar la necesidad de incluir un bolus.

Bibliografía

- [1] R. Nath, L. L. Anderson, G. Luxton, K. A. Weaver, J. F. Williamson, and A. S. Meigooni. "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. American Association of Physicists in Medicine." *Med Phys* 22(2):209–234 (1995).
- [2] Perez-Calatayud J., Ballester F., Das RK., Dewerd LA., et al. "Dose calculation for photonemitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Report of the AAPM and ESTRO". *Med Phys* 39(5):2904-29 (2012).
- [3] Salvat, F., Fernández-Varea, J. M., Sempau, J. "Penelope a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport." NEA (2011).
- [4] Borg, J. Y Rogers, D. "Monte Carlo calculations of photon spectra in air from Ir-192 sources". NRC Report PIRS-629R (1998)
- [5] Sung-Joon, Ye., Ivan A. Brezovich et al. "Attenuation of intracavitary applicators in 192Ir-HDR brachytherapy". *Med Phys* 31(7):2097-106 (2004).

PLATAFORMA MATLAB PARA PLANIFICACIÓN MONTE CARLO Y EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA EXPERIMENTAL

Baeza JA, Ureba A, Jiménez-Ortega E, Pereira-Barbeiro AR y Leal A

Departamento de Fisiología Médica y Biofísica. Universidad de Sevilla, Sevilla.
Correspondencia: alplaza@us.es

Palabras clave: Monte Carlo, planificación, verificación, GUI, MatLab.

Introducción y objetivos

Las técnicas de simulación Monte Carlo (MC) son habitualmente utilizadas como referencia en la evaluación de algoritmos analíticos de planificación así como en el desarrollo de protocolos de dosimetría, siendo su mayor inconveniente el enorme volumen de cálculos requeridos en la simulación. El vertiginoso incremento en la capacidad de procesado y el desarrollo de técnicas avanzadas de reducción de varianza acercan MC a la práctica clínica. Existen diversos algoritmos basados en MC para el cálculo de la dosis, algunos de ellos ya integrados en planificadores comerciales. No obstante son pocos los sistemas con carácter no comercial que, además del cálculo final de la dosis, incorporan el modelado de la geometría del acelerador, así como la calibración de los haces conformados y modulados por esta geometría. Esta rutina completa de cálculo es referida en la literatura como full Monte Carlo (fMC). La planificación fMC es la única que determina con precisión los efectos provocados por los elementos de la cabeza del acelerador, como los modificadores del haz, siendo estos efectos especialmente relevantes en técnicas que conlleven alta participación de haz blindado y/o campos pequeños e irregulares fuera de eje, tal y como sucede en IMRT o VMAT. El uso cada vez más extendido de estas técnicas complejas impulsa a que algunos grupos de investigación, en colaboración con desarrolladores de software comercial, estén realizando grandes esfuerzos para el desarrollo de sistemas de planificación basados en Monte Carlo (MCTP). Sin embargo, un inconveniente común de los MCTP radica en que sus usuarios potenciales han de controlar parámetros intrínsecos vinculados a la precisión y a la eficiencia computacional del cálculo MC, además de los parámetros tradicionales relacionados con los métodos de optimización. Esto exige el desarrollo de plataformas abiertas que sean capaces de importar y exportar soluciones de cálculo analíticas y alternativas [1,2], como las que proporciona MCTP, para una evaluación comparativa justa. La velocidad operacional y el control sobre la precisión en la evaluación y presentación de resultados es una tarea ineludible asociada a estas herramientas. Este trabajo presenta una nueva plataforma para la planificación y la verificación experimental, con el objetivo de flexibilizar, automatizar y controlar las evaluaciones comparativas de la simulación Monte Carlo como referencia frente a soluciones analíticas comerciales y a los resultados derivados de las mediciones experimentales.

Material y métodos

La nueva interfaz gráfica de usuario (GUI) basada en MatLab, desarrollada a partir de una herramienta anterior realizada por J. I. Lagares, soporta multitud de formatos de datos requeridos para llevar a cabo la planificación y la evaluación de soluciones en la práctica radioterápica. Permite importar el formato DICOM, para las imágenes CT y PET, las estructuras RTSTRUCT, la dosimetría RTDOSE y la planificación RTPLAN, y también formatos específicos para la utilización de código especializado como EGSnrc, BEAMnrc, u otros códigos MC para el cálculo de la dosis. Este software tiene capacidades de corrección PET/CT y permite controlar e incluso evaluar los efectos relacionados con modificaciones en la resolución del grid de cálculo, así como con el filtrado y suavizado de los valores de dosis, basándose en transformaciones matriciales convenientemente parametrizadas. También incluye herramientas para permitir al usuario eliminar efectos indeseados de la mesa o de marcas fiducias del CT, incluir densidades nuevas, generar nuevas estructuras o combinar las preexistentes importadas en DICOM para una planificación dirigida; así como estudiar las curvas de calibración, y visualizar distintas etapas del proceso de planificación, como la abertura del multilámina y los espacios de fase correspondientes. En cuanto a la evaluación de soluciones, proporciona la visualización simultánea de las isodosis de diferentes planificaciones y/o mediciones experimentales, además de una interfaz para la representación de los histogramas dosis volumen y el análisis gamma. Para un funcionamiento eficiente, el código gestiona la posibilidad de utilizar técnicas de programación en paralelo asistidas por MatLab para aprovechar la capacidad multinúcleo, así como la tecnología CUDA presente en las unidades de procesamiento gráfico (GPU) de última generación.

Resultados y discusión

Las soluciones obtenidas por el nuevo software han sido testeadas, tanto en lo que se refiere a los valores proporcionados como a los tiempos empleados para cada proceso, comparando los resultados con diversas soluciones específicas proporcionadas por software independiente. La plataforma muestra una alta flexibilidad y eficiencia cuando es utilizada por usuarios sin demasiado adiestramiento previo. En la figura 1 se muestra la interfaz en modo de evaluación MC para un caso clínico de mama parcial.



Figura1. Captura de pantalla de la nueva plataforma

Conclusiones

Se ha presentado una nueva plataforma para la planificación full Monte Carlo y para una evaluación experimental independiente que puede ser integrada en la práctica clínica. La herramienta ha demostrado su utilidad y eficiencia y ya forma parte del flujo de trabajo habitual de nuestro grupo de investigación, siendo la herramienta utilizada para la generación de resultados, que son convenientemente revisados y están siendo publicados. Este software, supone un esfuerzo de integración de numerosos algoritmos de procesamiento de imagen, junto con algoritmos de optimización de planificación, permitiendo realizar el proceso de planificación MCTP a partir de un único interfaz. Además, se convierte también en una herramienta flexible y precisa para la evaluación de datos dosimétricos experimentales para el control de calidad de tratamientos reales.

Bibliografía

- [1] Deasy JO, Blanco AI, Clark VH. CERR: a computational environment for radiotherapy research. *Medical Physics*. 2003;30:979.
- [2] Alexander A, DeBlois F, Stroian G, Al-Yahya K, Heath E, Seuntjens J. MMCTP: a radiotherapy research environment for Monte Carlo and patient-specific treatment planning. *Physics in medicine and biology*. 2007;52(13):N297.

IMPACTO DOSIMÉTRICO DE LA VARIACIÓN DE LOS MATERIALES ASIGNADOS EN LA SIMULACIÓN POR EL MÉTODO DE MONTE CARLO DE UN TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA

Jiménez Albericio FJ¹, Laliena Bielsa V², Gandía Martínez A¹, Font Gómez JA¹,
Andrés Redondo MM¹ y Mengual Gil MA¹

¹Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario “Miguel Servet” de Zaragoza

²Servicio de Física y Protección Radiológica, Hospital Clínico Universitario “Lozano Blesa” de Zaragoza.

Correspondencia: fjjimenez@salud.aragon.es

Palabras clave: Dosimetría clínica, Monte Carlo, asignación materiales, radioterapia.

Introducción y objetivos

En una simulación por el método de Monte Carlo de un tratamiento de radioterapia el paciente está representado por una matriz tridimensional con densidades másicas que corresponde a un volumen cúbico discretizado en vóxeles. A cada voxel se le asocia un material en función de su densidad de masa. A partir de estas matrices se realizan los cálculos de transporte de partículas y depósito de energía en el paciente. El origen de esta matriz de densidades másicas es un estudio de tomografía computarizada (TC). Mediante un estudio de TC se obtiene una matriz en unidades Hounsfield cuyos valores se transforman mediante una función lineal por tramos en densidad de masa. Para realizar la simulación Monte Carlo debemos asignar además a cada voxel un material, cuyas secciones eficaces se emplearán en el transporte de las partículas. La asignación se hace en función de la densidad másica de cada voxel y no es biunívoca, sino que a una misma densidad le pueden corresponder varios materiales de diferente composición. De modo que la asignación no es fija y depende del usuario. Nuestro estudio se centra en la asignación de materiales a partir de las densidades de masa, y su repercusión en la dosimetría clínica.

Material y métodos

El equipo de tomografía computarizada utilizado en las planificaciones de radioterapia es el PHILIPS ACQSIM. Se han utilizado dos códigos de simulación Monte Carlo independientes: BEAM – DOSXYZ basado en EGSnRC y MC_DC basado en STEP VX y PENELOPE. El acelerador que se ha simulado es un SIEMENS ONCOR IMPRESSION PLUS. A continuación se han llevado a cabo simulaciones Monte Carlo sobre dos maniqués geométricos virtuales formados por elementos regulares de varios materiales (agua, aire, pulmón, hueso). Las simulaciones Monte Carlo se han realizado de manera que la incertidumbre estadística de cada una de ellas sea despreciable en las regiones que se van a comparar.

Cada simulación se ha hecho:

- Sin asignación de materiales, utilizando el agua como material base y corrigiendo por la densidad: ModoA
- Con la asignación de materiales que se propone por defecto en el software ccreate de BEAMnrc (4 materiales): ModoB
- Con la asignación de materiales del ModoB alterada: Modo C
- Con una asignación en la que se recogen hasta 9 materiales: Modo D

Resultados y discusión

De las simulaciones se han obtenido matrices de dosis que serán comparadas entre sí de varias formas:

- punto a punto para establecer diferencias relativas máximas
- índice gamma

La comparación de las simulaciones en Modo A con el Modo B nos muestra diferencias notables, especialmente en las interfaces abruptas, como cabe esperar. Por otro lado las simulaciones en Modo C y Modo D están pendientes de concluir. Nuestro objetivo es comparar las simulaciones del Modo B y Modo C para evaluar la influencia de asignar un material a una parte del espectro de densidades. Además la comparación del Modo B y el Modo D nos permitirá evaluar la repercusión de tener muchos puntos en la tabla de asignación de materiales.

Conclusiones

La conclusión que se ha alcanzado hasta ahora es que las simulaciones en Modo A no reproducen correctamente el transporte y depósito de energía de haces clínicos. El resto de conclusiones quedan pendientes de las simulaciones en curso.

Bibliografía

García E, Jiménez FJ, and Puimedón J, Dose calculation in patients with PENELOPE/PENGEOM. Journal of Physics, 2007 Conference Series 74 012006.

Rogers DWO, Faddegon BA, Ding G X, Ma C-M, We J, and Mackie TR BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. Med. Phys. 1995; 22: 503-525

Rogers DWO, Mohan R, Questions for comparison of clinical Monte Carlo codes <http://www.irs.inms.nrc.ca/inms/irs/papers/iccr00/iccr00.html>

Salvat F, Fernández-Varea JM, Sempau J. PENELOPE-2006: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. Nuclear Energy Agency 2006.

Schneider W, Bortfeld T, Schlegel W. Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions. Phys. Med. Biol. 2000; 45: 459–478.

CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA DE LA FUENTE DE COBALTO-60 BEBIG CO0.A86 MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

Almansa López J¹, Guerrero Alcalde R², Torres Donaire J³ y Lallena Rojo A⁴

¹Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada.

²Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario San Cecilio. Granada.

³Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General de Ciudad Real. Granada.

⁴Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Granada. Granada.

Correspondencia: jalmansa.lopez@gmail.com

Palabras clave: Braquiterapia, HDR, Monte Carlo.

Introducción y objetivos

Aunque disponibles a nivel comercial desde hace algunos años, en la actualidad se están introduciendo fuentes de Co-60 como competidoras a las fuentes tradicionales de Ir-192 para tratamientos de Braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR). En particular varias opciones comerciales están disponibles en nuestro país, siendo la fuente BEBIG Co0.A86 de la firma Eckert & Ziegler BEBIG una de ellas. La principal ventaja de las fuentes de Co-60 es su larga vida media que permite alargar notablemente los intervalos de tiempo en los que se requiere un cambio de fuente por pérdida de actividad, reduciendo los riesgos asociados al transporte, intercambio de fuente en el sistema y control de calidad. Aparte del estudio de su comportamiento dosimétrico en tejido con respecto a las fuentes de Ir-192, es necesaria la caracterización dosimétrica en agua ya que ésta es la base de la que se nutren los principales sistemas de planificación en braquiterapia. El objetivo de este trabajo es, para la fuente de Co-60 BEBIG Co0.A86 de HDR, calcular la dosimetría en agua y obtener los parámetros y funciones descritas en el protocolo TG-43[1] mediante el uso de los códigos de simulación PENELOPE y Geant4, previamente utilizados para la simulación de fuentes de braquiterapia, incorporando las recomendaciones dadas en el informe 229 de la AAPM[2].

Material y métodos

Las simulaciones se han realizado de forma paralela con dos códigos de simulación Monte Carlo: PENELOPE (versión 2011) y Geant4 (versión 4.9.5.p01 con el paquete adicional G4EMLOW.6.32). La geometría de la fuente utilizada en las simulaciones ha sido la descrita por Granero et al.[3]. La simulación se ha realizado despreciando la contribución a la dosimetría de la fuente [1] del espectro β y utilizando el espectro de emisión del Co-60 descrito en Ekstrom et al [4]. Se han fijado energías de corte de 1keV para fotones en todos los materiales y de entre 10 y 50keV para electrones en función del material. La deposición de energía en agua se ha realizado utilizando simultáneamente dos rejillas diferentes de deposición, una con simetría cilíndrica (discretización con $r = 0.5\text{mm}$ y $z = 0.5\text{mm}$, con $r, z < 40\text{ cm}$), y otra con simetría esférica-cónica (discretización con $r = 0.5\text{mm}$ y $\theta = 1^\circ$, con $r < 40\text{ cm}$). En ambos casos el origen de coordenadas se ha elegido haciéndolo coincidir con el centro del núcleo activo de la fuente y con el eje Z a lo largo de la misma. El número de historias simuladas ha sido el necesario para mantener la incertidumbre por debajo del 2 % para distancias radiales inferiores a 5 cm y de un 1 % para Sk. El cálculo de la intensidad de kerma en aire, Sk, se ha realizado a partir de la fluencia de energía a la salida de la fuente y los coeficientes energéticos de absorción másicos tomados de Hubbell et al [5].

Resultados y discusión

Los resultados obtenidos para la función radial, la función de anisotropía, la intensidad de kerma en aire y la constante de tasa de dosis absorbida, así como tablas de tasa de dosis absorbida en agua están en buen acuerdo con los anteriormente publicados [3]. Para la constante de tasa de dosis absorbida se ha obtenido un valor de $1.094 \pm 0.003\text{ cGy}/(\text{hU})$ frente al valor de la ref. [3] de $1.092 \pm 0.011\text{ cGy}/(\text{hU})$. Como se observa en la figura las diferencias obtenidas para la función radial son menores del 1% con respecto a la ref. [3], tanto para Geant4 como para Penelope, excepto para los puntos más cercanos a la fuente.

Conclusiones

Se ha realizado una dosimetría completa de la fuente de Co-60 BEBIG Co0.A86 con dos códigos de simulación distintos, PENELOPE y Geant4, incorporando las recomendaciones descritas en el informe 229 de la AAPM-ESTRO para fuentes de braquiterapia con emisión de fotones de más de 50 keV de energía y con una mejor resolución espacial que los obtenidos anteriormente. Los valores obtenidos son compatibles con los obtenidos por otros autores. El conjunto completo de resultados de la simulación se publicará en <http://bqseeds.sarh.es>.

Bibliografía

- [1] Nath R, et al. “Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.43.” Med Phys 1995; 22: 209-234.
- [2] Perez-Calatayud J. et al. “Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Report of the AAPM and ESTRO” Med Phys 2012; 39(5):2904-2929.
- [3] Granero D. et al.,”Technical note: Dosimetric study of a new Co-60 source used in brachytherapy” Med Phys. 2007; 34(9): 3485-3488.
- [4] S.Y.F. Chu, L.P. Ekström y R.B. Firestone “The Lund/LBNL Nuclear Data Search, Version 2.0, February 1999”. Disponible en <http://nucleardata.nuclear.lu.se/NuclearData/toi/>
- [5] Hubbell J.H. y Seltzer S.M. (2004), “Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients (version 1.4)”. Disponible en <http://physics.nist.gov/xaamdi>.
National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD.

EFFECTO DOSIMÉTRICO DEL RUIDO ESTADÍSTICO DE LA IMAGEN TC EN LA SIMULACIÓN MONTE CARLO DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA

Laliena Bielsa V², Jiménez Albericio FJ¹, Gandía Martínez A¹, Font Gómez JA¹, Mengual Gil MA¹ y Andrés Redondo MM¹

¹Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario “Miguel Servet”. Zaragoza.

²Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario “Lozano Blesa”. Zaragoza.

Correspondencia: fjjimenez@salud.aragon.es

Palabras clave: Monte Carlo, ruido estadístico, TC, Radioterapia.

Introducción y objetivos

En una simulación por el método de Monte Carlo de un tratamiento de radioterapia el paciente está representado por una matriz tridimensional con densidades másicas que representa un volumen cúbico discretizado en vóxeles. A cada vóxel se le asignan las propiedades físicas de un material y una densidad másica. Sobre esta matriz se realizan los cálculos de transporte de partículas y depósito de energía. El origen de esta matriz de materiales y densidades másicas es un estudio de tomografía computerizada (TC), a partir del cual se obtiene una matriz de unidades Hounsfield (UH), que se transforma mediante una función lineal por tramos en densidad electrónica y de ésta posteriormente mediante otra transformación lineal por tramos obtenemos la matriz de densidades másicas que representa al paciente. Además de la densidad másica, a cada tramo se le asignan las propiedades físicas de un material de forma que el transporte de la radiación queda completamente caracterizado. La imagen TC presenta un ruido superpuesto que depende del escáner y de las características del estudio, principalmente de la carga de tubo (mAs). Este ruido se propaga a la matriz de densidades másicas y materiales y es una fuente de incertidumbre en la dosimetría obtenida por simulación Monte Carlo. Esta fuente de incertidumbre no es exclusiva del método de Monte Carlo sino que estará presente en cualquier algoritmo que tenga en cuenta la corrección por heterogeneidad. Aunque esperamos que la incertidumbre descrita anteriormente sea pequeña, el objetivo de este trabajo es intentar cuantificarla en función de las características del estudio TC.

Material y métodos

Para analizar el ruido de la imagen TC realizamos una serie de estudios TC consecutivos (cuatro), en idénticas condiciones, a varios maniquís. Consideramos para cada caso un estudio promedio, formado por cortes transversales TC obtenidos promediando los de los cuatro estudios. Consideramos ruido a la diferencia entre los estudios TC y su promedio. De esta forma realizamos el análisis cuantitativo del ruido. Para estudiar el efecto del ruido en la dosimetría por el método de Monte Carlo se están realizando simulaciones usando las matrices de densidad másica obtenidas a partir de cada uno de los estudios y del estudio promedio en cada maniquí. El análisis de las diferencias en la distribución de dosis calculada permitirá cuantificar el nivel de incertidumbre en la dosis absorbida atribuible al ruido en la imagen. Utilizamos los maniquís Alderson Rando Man y Electron Density Phantom 062M de CIRS, el equipo de tomografía computerizada PHILIPS ACQSIM y los códigos de simulación Monte Carlo BEAM – DOSXYZnrc y MC_DC basado en STEP VX y PENELOPE. El acelerador simulado es un SIEMENS ONCOR IMPRESSION PLUS. Para la manipulación de las imágenes TC se usa el programa informático ImageJ y software desarrollado por los autores.

Resultados y discusión

La influencia del ruido de la imagen TC depende de la resolución espacial del cálculo Monte Carlo y del tamaño de píxel de las imágenes TC, debido a que la UH asociada al vóxel es el promedio de las de los píxeles involucrados en la construcción del vóxel. Para un mismo nivel de ruido en la imagen y tamaño de píxel, la incertidumbre en la UH asociada a un vóxel aumenta al aumentar la resolución espacial de la malla de cálculo. La propagación de la incertidumbre en las UH a la incertidumbre en la densidad másica depende fuertemente de la pendiente de la recta de conversión de UH a densidad de masa, y por tanto del tipo de tejido. Dicha pendiente es más acusada en pulmón que en tejido blando y por consiguiente la incertidumbre en la densidad de masa derivada del ruido en la imagen es mucho más elevada en pulmón que en tejido blando. El ruido del escáner utilizado está caracterizado por una desviación estándar de entre 10 y 20 UH. Esto se traduce en fluctuaciones estadísticas en la densidad de masa de menos del 1% en tejido blando y de entre el 1.5% y el 3% en pulmón. El efecto en la dosis de la fluctuación de la densidad de masa debe ser pequeño dado que las diferencias en la atenuación de la radiación incidente sobre un vóxel debidas a las fluctuaciones estadísticas de la masa se compensarán en gran medida. Por tanto esperamos que el efecto en la dosis calculada sea inapreciable en tejido blando, aunque en pulmón podría ser apreciable, especialmente en mallas de alta resolución, con vóxeles de 2 mm de lado. Simulaciones para analizar este efecto están en marcha.

Conclusiones

El ruido de la imagen CT es una fuente de incertidumbre en el cálculo de la distribución de dosis. En este trabajo intentamos cuantificar este efecto en función de la amplitud del ruido de la imagen.

Bibliografía

García E, Jiménez FJ, and Puimedón J, Dose calculation in patients with PENELOPE/PENGEOM. Journal of Physics, 2007 Conference Series 74 012006.

Rogers DWO, Faddegon BA, Ding G X, Ma C-M, We J, and Mackie TR BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. Med. Phys. 1995; 22: 503-525

Salvat F, Fernández-Varea JM, Sempau J. PENELOPE-2006: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. Nuclear Energy Agency 2006.

IMPACTO DOSIMÉTRICO DE LA VARIACIÓN DE LA FUNCIÓN DE CONVERSIÓN DE UNIDADES HOUNSFIELD A DENSIDAD DE MASA EN LA SIMULACIÓN POR EL MÉTODO DE MONTE CARLO DE UN TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA

Jiménez Albericio FJ¹, Laliena Bielsa V², Gandía Martínez A¹, Font Gómez JA¹,
Andrés Redondo MM¹ y Mengual Gil MA¹

¹Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario “Miguel Servet”. Zaragoza.

²Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario “Lozano Blesa”. Zaragoza.

Correspondencia: fjjimenez@salud.aragon.es

Palabras clave: Dosimetría clínica, Monte Carlo, Hounsfield, función de conversión.

Introducción y objetivos

En una simulación por el método de Monte Carlo de un tratamiento de radioterapia el paciente está representado por una matriz tridimensional con densidades másicas que corresponde a un volumen cúbico discretizado en vóxeles. Sobre esta matriz se realizan los cálculos de transporte de partículas y depósito de energía. Esta matriz de densidades másicas se obtiene a partir de un estudio de tomografía computarizada (TC). Un estudio TC es una matriz tridimensional en unidades Hounsfield que se transforma mediante una función lineal por tramos (función de conversión) en densidad másica. Nuestro estudio se centra en las transformaciones lineales que se realizan sobre el estudio de TC para obtener la matriz de densidades másicas, y cómo afecta la variación de estas transformaciones en la dosimetría clínica.

Material y métodos

El equipo de tomografía computarizada utilizado en las planificaciones de radioterapia es el PHILIPS ACQSIM. Se han utilizado dos códigos de simulación Monte Carlo independientes: BEAM – DOSXYZ basado en EGSnrc y MC_DC basado en STEP_VX y PENELOPE. El acelerador que se ha simulado es un SIEMENS ONCOR IMPRESSION PLUS. Se han llevado a cabo variaciones sobre la función de conversión que permite obtener las densidades electrónicas a partir de las unidades Hounsfield (UH). Dichas variaciones han consistido en alteraciones de tres de los puntos de la función de conversión, uno en la zona de densidad baja (UH = -600), otro en la zona media (UH = 0) y otro en la zona de alta densidad (UH = +600). A continuación se han llevado a cabo simulaciones Monte Carlo sobre dos maniqués geométricos virtuales formados por elementos regulares de varios materiales (agua, aire, pulmón, hueso) y también sobre los estudios TC de una serie de tratamientos de radioterapia en pulmón. Las simulaciones Monte Carlo se han realizado de manera que la incertidumbre estadística de cada una de ellas sea despreciable en las regiones que se van a comparar.

Resultados y discusión

De las simulaciones se han obtenido distribuciones de dosis que serán comparadas entre sí de varias formas:

- punto a punto para establecer diferencias relativas máximas
- índice gamma
- histograma dosis-volumen en el caso de los tratamientos de radioterapia

Los resultados obtenidos hasta el momento muestran que las simulaciones llevadas a cabo en uno y otro código son compatibles. Por otro lado las simulaciones sobre los dos maniqués geométricos muestran que, si el punto de la función de conversión que se ha modificado es el de la zona de baja densidad, hay diferencias punto a punto de hasta el 2 %, mientras que para variaciones en densidades medias y altas son inferiores al 1%. En el caso de la serie de tratamientos de radioterapia en pulmón, observamos diferencias que pueden llegar al 1%.

Conclusiones

Las variaciones en la función de conversión de unidades Hounsfield producen variaciones apreciables de la dosimetría clínica que, en alguno de los casos estudiados, pueden alcanzar el 2%. Se establecen unas cotas para la variación de los puntos estudiados de la función lineal de calibración por tramos.

Bibliografía

García E, Jiménez FJ, and Puimedón J. Dose calculation in patients with PENELOPE/PENGEOM. Journal of Physics, 2007 Conference Series 74 012006.

Rogers DWO, Faddegon BA, Ding G X, Ma C-M, We J, and Mackie TR BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. Med. Phys. 1995; 22: 503-525

Salvat F, Fernández-Varea JM, Sempau J. PENELOPE-2006: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. Nuclear Energy Agency 2006.

Schneider W, Bortfeld T, Schlegel W. Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions. Phys. Med. Biol. 2000; 45: 459–478

CONTROL DE CALIDAD DE LA ARCOTERAPIA VOLUMÉTRICA MODULADA (VMAT) BASADO EN SIMULACIÓN MONTE CARLO

Pereira-Barbeiro AR¹, Ureb, A¹, Baeza JA¹, Mateos JC², Velázquez Miranda S², Jimenez-Ortega E¹ y Leal A¹

¹Dpto. Fisiología Médica y Biofísica. Universidad de Sevilla. Sevilla.

²Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen del Rocío. Sevilla.

Correspondencia: alplaza@us.es

Palabras clave: VMAT, verificación, control de calidad, simulación Monte Carlo

Introducción y objetivos:

La técnica de Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT), recientemente implementada en la clínica, comporta una elevada complejidad, para la cual, además del movimiento dinámico del colimador multiláminas (MLC), la tasa de dosis y la velocidad del giro de gantry pueden variar simultáneamente durante la irradiación. Su carácter completamente dinámico y el nuevo método de funcionamiento del acelerador, suponen una complejidad añadida a la planificación, por lo que se requiere un control de calidad exhaustivo de la máquina y una verificación dosimétrica más extensiva y rigurosa, que asegure la impartición correcta del tratamiento y la consistencia del mismo con lo planificado [1]. En este escenario, la simulación Monte Carlo (MC) se presenta como una herramienta ideal para complementar la puesta a punto del acelerador, necesaria para realizar la VMAT [2], así como la referencia estándar para la verificación de la distribución de dosis. MC puede resolver el problema del cálculo de la dosis, considerando con precisión la contribución de la radiación dispersada por los modificadores del haz y, principalmente, la contribución de las complejas aberturas definidas por el MLC, lo que no es posible realizar con la misma precisión usando un algoritmo analítico. En este trabajo se presenta un sistema alternativo de control de calidad de la VMAT basado en la simulación Monte Carlo, tanto del transporte a lo largo de la cabeza del acelerador, como de la dosis en el paciente.

Material y métodos

La geometría del acelerador Elekta Synergy, instalado en el Hospital Universitario Virgen del Rocío de Sevilla ha sido modelada utilizando el código EGSnrc/BEAMnrc, con el que también se ha llevado a cabo la caracterización del haz de fotones de 6 MV empleado en los tratamientos de VMAT. Esta calibración se realizó ajustando la modelización de la fuente para MC, por medio de la comparación con medidas experimentales de perfiles y distribuciones de dosis en profundidad para campos estándar, donde los sistemas de detección ofrecen la máxima garantía. Una vez caracterizado el haz terapéutico, se han simulado y evaluado varios tratamientos de VMAT para distintas localizaciones, como próstata y cabeza y cuello, previamente planificados en Pinnacle V9.0 y verificados con el sistema COMPASS y el detector IBA MatriXX-Evolution. A fin de realizar la verificación MC de forma automatizada para un control de calidad aplicable a la práctica diaria, se desarrolló un programa que posibilita la simulación automática de los distintos segmentos o puntos de control, a través de la adquisición de los datos contenidos en el fichero RTP de la red MOSAIQ. El cálculo de la dosis se realizó mediante una modificación del código DOSXYZnrc, realizada por nuestro grupo de investigación, denominada BEAMDOSE [3]. A partir de los espacios de fase correspondientes a cada uno de los puntos de control, se realiza la simulación del transporte en cada vóxel del fantoma que representa al paciente, considerando el peso relativo según las unidades monitor correspondientes. La solución MC de cada caso ha sido evaluada en la plataforma CARMEN desarrollada en Matlab por el grupo, conjuntamente con las soluciones dadas por el planificador y por COMPASS, a través de una comparativa de las curvas de isodosis, histogramas dosis-volumen y análisis de la función gamma.

Histograma Dosis Volumen

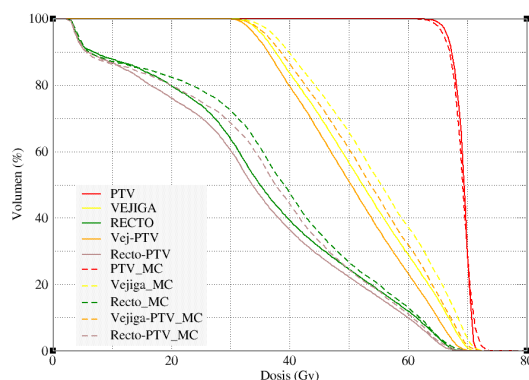


Figura 1. Histogramas dosis volumen obtenidos con Pinnacle (línea continua) y MC (línea discontinua) para un caso representativo de VMAT.

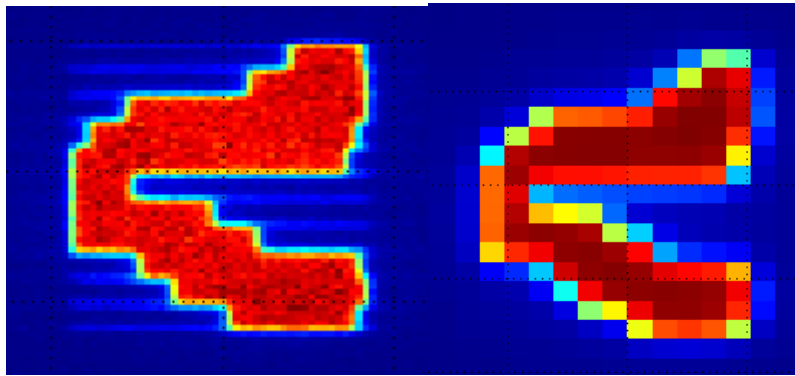


Figura 2. Fluencias correspondientes a la solución MC (izquierda) y a la adquirida por COMPASS (derecha), para uno de los puntos de control del tratamiento presentado en la fig. 1.

Resultados y discusión

En los casos evaluados y verificados hasta la fecha, se observó una tendencia en un aumento de la dosis recibida por los órganos de riesgo (figura 1), lo que nos lleva a considerar dos posibles fuentes de imprecisión bien diferenciadas:

Por un lado, la contribución de la transmisión de radiación a través del MLC, en principio mejor resuelta por MC, podría estar siendo subestimada por el planificador comercial y por COMPASS (figura 2).

- Por otro lado, diferencias encontradas en la entrada de los haces sobre el paciente al comparar las soluciones de MC y planificador, frente a lo verificado por COMPASS, apuntan posibles diferencias entre las aberturas propuestas por la planificación y las finalmente impartidas por el acelerador. Esto indicaría que la propuesta del planificador no siempre puede ejecutarse íntegramente debido a las limitaciones mecánicas relacionadas con la velocidad relativa entre las láminas y el gantry y los cambios en la tasa de dosis requeridos.

Conclusiones

La verificación rutinaria de VMAT por medio de un sistema de simulación Monte Carlo automático ha sido presentada como herramienta eficaz para el protocolo de control de calidad de VMAT, donde el soporte experimental puede ser proporcionado por un sistema como COMPASS, o también por otros dispositivos como el de imagen portal. Esta verificación permitió observar diferencias entre las tres soluciones (planificador, medida experimental con COMPASS y MC), especialmente significativas en la dosis recibida por los órganos de riesgo. Consideraciones respecto al origen de las diferencias observadas se evaluarán sobre un mayor número de casos analizados, una vez que las herramientas para ello han sido ya desarrolladas.

Bibliografía

- [1] Hartford AC, Galvin JM, Beyer DC, Eichler TJ, Ibbott GS, Kavanagh B, et al. American College of Radiology (ACR) and American Society for Radiation Oncology (ASTRO) Practice Guideline for Intensity-modulated Radiation Therapy (IMRT). *American Journal of Clinical Oncology-Cancer Clinical Trials*. 2012;35(6):612-7.
- [2] Bedford JL, Warrington AP. Commissioning of Volumetric Modulated arc Therapy (VMAT). *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2009;73(2):537-45.
- [3] Salguero FJ, Arrans R, Palma BA, Leal A. Intensity- and energy-modulated electron radiotherapy by means of an xMLC for head and neck shallow tumors. *Physics in Medicine and Biology*. 2010;55(5):1413-27.

MODELO COMPUTACIONAL DE CRECIMIENTO TUMORAL PARA LA LÍNEA CELULAR MCF7 DE ESFEROIDES MULTICELULARES

Ruiz-Arrebola S¹, Tornero-López AM¹, Guirado D¹, Aranda M², Villalobos M² y Lallena AM³

¹Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario San Cecilio. Granada.

²Departamento de Radiología y Medicina Física. Universidad de Granada. Granada

³Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Granada. Granada

Correspondencia: samuel.ruiz.a@gmail.com

Palabras clave: Crecimiento tumoral, modelo computacional, esferoides multicelulares.

Introducción y objetivos

Los modelos computacionales de crecimiento tumoral, pretenden reproducir la evolución de un tumor a partir del comportamiento de las células que lo constituyen. Los trabajos de Düchting y sus colaboradores son pioneros en esta área [1]. En general, estos modelos adoptan un modo de cinética celular en el que las células, localizadas en una red espacial, progresan en su ciclo reproductivo y vital dependiendo de su acceso a los nutrientes. La división de una célula supone la necesidad de ubicarla en una nueva posición, mientras que la muerte de alguna de ellas puede hacerla desaparecer del agregado celular y generar el movimiento de las células que la rodean. En estos modelos puede incluirse el efecto de la quimioterapia o la radioterapia sobre el crecimiento de un tumor [2], y han llegado a desarrollar sus aspectos gráficos de modo que es posible compararlos con los tumores reales [3]. La evolución de los modelos computacionales los ha llevado a un nivel de complejidad cada vez mayor, pues se asume que una mayor cantidad de ingredientes “biológicos” han de mejorar el modelo y reproducir de manera más fidedigna la evolución de los tumores reales. De este modo disponemos de modelos de simulación extremadamente complejos, difíciles de usar en el estudio de los resultados de los tratamientos oncológicos para las situaciones clínicas habituales. En este trabajo presentamos los primeros pasos en el desarrollo de un modelo computacional de crecimiento tumoral que, siguiendo directamente los trabajos pioneros en esta área [1,2], trata de utilizar la menor cantidad de elementos que sea posible; empleando una estructura de programación que permita introducir las características del medio ambiente en el que se desarrolla este crecimiento con facilidad. Para ello, utilizaremos como referencia un modelo experimental de crecimiento tumoral, el de los esferoides tumorales multicelulares (MCTS) [5]. El objetivo final es disponer de un modelo computacional que nos permita superar las restricciones éticas que existen para la realización de determinados ensayos clínicos aleatorios, ya que su puesta en marcha comprometería la calidad del tratamiento de los pacientes reales. Así, para el estudio de algunos problemas importantes de la oncología, quizás el último recurso sea la simulación virtual de los efectos de ciertas formas de terapia.

Material y métodos

Modelo Biológico: En respuesta a un aporte externo de los nutrientes, un tumor sin vasos sanguíneos posee simetría radial: una corteza exterior de células proliferantes bien nutridas rodea a una corteza intermedia de células en hipoxia que, a su vez, y si el tumor es suficientemente grande, rodea un núcleo necrótico. El modelo de esferoides multicelulares reproduce bien esta estructura. En este trabajo se emplean células de la línea de cáncer de mama humano MCF-7, clon BB, para generar los esferoides. Inicialmente las células se hicieron crecer en monocapa, en un medio de cultivo estándar al que se le añadió un 10% de suero fetal bobino. Los cultivos en monocapa se mantuvieron a 37°C, en una atmósfera con humedad relativa del 95% y con el 5% de CO₂. Estas células fueron usadas para la formación de esferoides tras tripsinización. Los cultivos esferoides se iniciaron mediante la siembra de 1000-1500 células en cada uno de los 48 pocillos de las 12 placas de cultivo utilizadas en nuestro experimento, incluyendo el medio de cultivo estándar. Cada uno de estos pozos se recubrió previamente con una capa delgada de 1% de agar (Bacto agar, Difco, Detroit, EE. UU.) con el fin de evitar la adherencia de las células al sustrato plástico. Las 12 placas fueron agitadas durante 18-20 horas. De esta manera, un esferoide único de aproximadamente 100µm de diámetro fue obtenido en cada pocillo. Una vez formados los esferoides, se hizo un cambio de medio cada tres días y se observó la evolución de cada uno de ellos individualmente mediante un microscopio óptico invertido de contraste de fases, al que se acopla una escala graduada en uno de sus oculares. El volumen del agregado celular se estimó suponiendo simetría esférica.

Modelo computacional: La estructura descrita en el apartado anterior para los esferoides multicelulares puede simularse adecuadamente combinando varios elementos sencillos:

- Una red de posiciones fijas que pueden ocupar las células, para la que se puede establecer a posteriori un factor de escala dependiente del tipo celular considerado.
- Una situación de vida, hipoxia o muerte para cada célula que depende de la distancia a la fuente de nutrientes.

- Una probabilidad de división que depende, para cada célula, de la distancia a la fuente de nutrientes.
- Una probabilidad de exfoliación que depende del número de células vecinas.
- Un algoritmo para la búsqueda de las vacantes más cercanas cuando se produce una división celular.
- Un factor de compactación que varía según las distintas regiones del tumor.

Los pasos de la simulación se asimilan a intervalos de tiempo, usualmente un paso corresponde a un día. La simulación comienza con la siembra de un determinado número de células en determinadas posiciones de la red y la definición de la topología del acceso a los nutrientes. Los gradientes de nutrientes y proliferativo pueden introducirse con diferentes formas funcionales. Los parámetros de probabilidad de división, gradiente proliferativo y probabilidad de exfoliación, se ajustan para reproducir el crecimiento de los esferoides multicelulares descrito por la variación de volumen en función del tiempo.

Resultados y discusión

La Figura 1a muestra un esferoide simulado que reproduce la estructura de los esferoides reales cultivados en el laboratorio: un núcleo necrótico, una capa interior en hipoxia (capaintermedia) y una capa externa con células en proliferación. La Figura 1b muestra las curvas de crecimiento de esferoides cultivados (líneas claras) y de esferoides simulados (líneas oscuras). Para obtener diferentes formas de crecimiento en los esferoides simulados se han tomado diversos valores para los parámetros relevantes. En ambos casos se ha ajustado una curva de crecimiento de Gompertz a los valores de volumen medidos o simulados a lo largo del tiempo, que se ha normalizado convenientemente para que la comparación entre los diferentes modos de crecimiento sea correcta [5]. La línea vertical de trazos corresponde al seguimiento máximo de los esferoides cultivados (23 días). Salvo en el tramo final de las curvas, más allá de los volúmenes realmente medidos, el modelo computacional reproduce adecuadamente el crecimiento de los esferoides cultivados. Es preciso, no obstante, estudiar la discrepancia observada. Los tiempos de simulación son cortos, del orden de minutos, con lo que se espera que esta herramienta permita estudiar de un modo eficiente el efecto de diversas formas de terapia en el tratamiento de las metástasis o las etapas iniciales del desarrollo tumoral.

Conclusiones

Es posible desarrollar un método computacional para simular el crecimiento de esferoides multicelulares atendiendo a la combinación de varios elementos sencillos, que huyen deliberadamente de la complejidad de las simulaciones usuales, y que reproduce adecuadamente el crecimiento de los esferoides multicelulares de la línea MCF-7 de cáncer de mama.

Bibliografía

- [1] Düchting W, Vogelsaenger T. Recent progress in modelling and simulation of threedimensional tumor growth and treatment. *Biosystems* 1985;18:79-91.
- [2] Düchting W, et al. Computer simulation of clinical irradiation schemes applied to in vitro tumor spheroids. *Strahlenther Onkol* 1989;165:873-8.
- [3] Stamatakos GS, et al. In silico radiation oncology: combining novel simulation algorithms with current visualization techniques. *Proceedings of the IEEE* 2002;90:1764-77.
- [4] Stamper IJ, et al. Modelling the role of angiogenesis and vasculogenesis in solid tumour growth. *Bull Math Biol* 2007;69:2737-72.
- [5] Guirado D, et al. Dose dependence of the growth rate of multicellular tumour spheroids after irradiation. *Br J Radiol* 2003;76:109-16.

APLICACIÓN DE GAMOS/GEANT4 PARA CÁLCULOS EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Arce Dubois P, Lagares González JI y Sansaloni Florit F

Unidad de Aplicaciones Médicas .CIEMAT. Madrid.
Correspondencia: pedro.arce@ciemat.es

Palabras clave: Simulación Monte Carlo, Protección Radiológica, neutrones, fotones radioisótopos, blindaje.

Introducción y objetivos

GAMOS es una herramienta desarrollada principalmente en el CIEMAT para facilitar el uso de GEANT4 en simulaciones en distintos campos de la física. Entre las varias aplicaciones de GAMOS existe una dedicada a cálculos de protección radiológica, que ofrece las herramientas más habituales en este campo.

Material y métodos

La física de GEANT4 permite simular con detalle las interacciones de fotones así como las de neutrones, mediante el uso de las bases de datos evaluadas (ENDF-VI8, ENDF-VII0, JEFF-3.1.2, JENDL-4.0, BROND-2.2, CENDL-3.1). Además GEANT4 permite la simulación de cualquier radioisótopo con su cadena completa de desintegración. Entre las utilidades que ofrece GAMOS para estudios de protección radiológica podemos destacar:

- Cálculos de contadores: dosis, dosis equivalente, flujos en superficie o área, kerma, energía depositada, número de interacciones, energía entrante, ..., hasta un total de más de cien variables, o cualquier combinación de las mismas (por ejemplo flujo*log(energía)).
- Cálculos de penetración: mediante unos pocos comandos permite calcular la longitud N-reductora para cualquier partícula, energía o material (entre los más de 1000 materiales predefinidos o cualquier otro que el usuario defina).
- Cálculos de activación: el uso de la base de datos de desintegraciones radioactivas y las herramientas de manejo de tiempo de GEANT4, le permiten calcular fácilmente la activación producida por un haz de partículas en cualquier geometría, así como la evolución temporal de la actividad de los distintos radioisótopos generados.
- Cálculos de blindajes: la potente herramienta de descripción geométrica de GEANT4 permite simular cualquier geometría. Las técnicas de reducción de varianza de GAMOS, que permiten definir importancias con cualquier criterio (geométrica, por energía, por posición, ...) y la técnica de detector puntual (semejante al tally F5 de MCNP) permiten acelerar los cálculos de blindajes. Además es posible calcular las dosis debidas a la actividad de radioisótopos, incluso calculando directamente la dosis generada como productos de activación en un cálculo anterior. Además de estas utilidades, una característica que diferencia de GAMOS de otras herramientas de simulación es la posibilidad de ofrecer información detallada de cualquier paso de la simulación. Usando GAMOS es posible obtener con unos pocos comandos información como: contribución a la dosis según el volumen donde se originó cada partícula, flujo de neutrones entrante a un volumen en función del número de interacciones que han sufrido anteriormente, espectro de energía depositada en un detector por fotones en función de la cadena de desintegración que los ha producido, etc.

Resultados y discusión

GAMOS ofrece una gran variedad de herramientas para realizar cálculos en protección radiológica. La versatilidad de GEANT4 unido a la facilidad de uso de GAMOS lo convierten en una herramienta de gran utilidad, como lo manifiesta la gran aceptación que ha tenido en los últimos años, con más de mil usuarios registrados.

Bibliografía

- S. Agostinelli et al., 'Geant4: a simulation toolkit', *NIM A* 506 (2003) 250.
- J. Allison et al., 'Geant4 developments and applications', *NIM A* 53 (2006) 270.
- P. Arce, et al., 'GAMOS: a GEANT4-based easy and flexible framework for nuclear medicine applications', *IEEE NSS/MIC Conference Proceedings*, 2008.

IMPLEMENTACIÓN DE UN MODELO EN GEANT4 DE UN ACELERADOR EN CLOUDMC, UNA APLICACIÓN WEB PARA LA PARALELIZACIÓN DE SIMULACIONES MONTE CARLO EN LA NUBE

Miras del Río H¹, Jiménez Marrufo R², Cortés Giraldo MA³ y Miras del Río C⁴

¹Servicio de radiofísica, Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla.

²Dep. I+D, Icinetic TIC S.L. Sevilla.

³Dep. Física Atómica Molecular y Nuclear, Universidad de Sevilla. Sevilla.

⁴Dep. I+D, Wedoit Innovación Tecnológica, Sevilla.

Correspondencia: hector.miras@gmail.com

Palabras clave: Monte Carlo, nube, computación paralela.

Introducción y objetivos

El alto coste computacional de los algoritmos Monte Carlo (MC) es la principal razón por la que, pese a ser los algoritmos más precisos para los cálculos de transporte de radiación, no se usan de forma rutinaria en la práctica clínica. La técnica más eficiente para la reducción de los tiempos de cálculo de las simulaciones MC es la computación en paralelo. La tecnología emergente de computación en la nube ofrece las características deseadas para realizar la paralelización de las simulaciones MC en un gran número de máquinas virtuales: software como servicio a través de internet, alta accesibilidad, escalabilidad y pago por consumo. Los autores de este trabajo han desarrollado una aplicación en Windows Azure®, CloudMC1, que permite levantar un clúster virtual de tantas máquinas como elija el usuario para paralelizar programas de simulación MC. En un trabajo posterior se describe la arquitectura de la aplicación y se proporcionan resultados relativos a la eficiencia en la reducción de tiempos de cálculo. En el presente trabajo se describe la implementación en CloudMC de un programa de simulación MC, basado en el código Geant4, de un acelerador Siemens® modelo Oncor con la intención de que en un futuro pueda usarse para cálculo de tratamientos radioterápicos con MC en tiempos reducidos.

Material y métodos

La aplicación CloudMC se ofrece como una aplicación web, que ha sido desarrollada en la plataforma de la nube de Microsoft®, Windows Azure®. Windows Azure trabaja con máquinas virtuales llamadas roles. CloudMC está diseñada para que sea independiente de los programas MC que ejecuta. El principal requisito que se exige para ejecutar un programa de simulación MC en CloudMC es que sea del tipo:

Ficheros de entrada → Ejecutable → Ficheros de salida

El ejecutable debe leer de un fichero de entrada el número de historias y las semillas iniciales, y las salidas deben ser ficheros de texto en formato de columnas o espacios de fase en formato IAEA. Se ha elegido un programa de simulación MC en Geant4 de un acelerador Siemens Oncor, desarrollado por M. A. Cortés, para ilustrar el funcionamiento de CloudMC. Se han realizado 2 simulaciones, ambas usando 60 máquinas virtuales. En la primera simulación, de $1.5 \cdot 10^8$ historias se ha generado un espacio de fases en un plano anterior a los colimadores. Esta simulación ejecutada en un solo procesador tardaría unas 150 horas en completarse. La segunda simulación parte del espacio de fases generado anteriormente, usando un factor de reciclado de 20. Se genera un segundo espacio de fases a la salida de un campo de 10×10 cm² y se obtiene el correspondiente PDD en un maniquí de agua a DFS = 100cm.

Resultados y discusión

Como se ha demostrado en anteriores trabajos, la reducción del tiempo de cálculo en función del número de instancias sigue el comportamiento descrito por la ley de Amdahl, con una pequeña desviación debida al aumento de la fracción no paralelizable al aumentar el número de instancias. La primera simulación ha dado lugar a un espacio de fases que contiene 107 partículas y ocupa 325MB. Se ha completado en 4 horas, de las cuales, casi una hora se ha empleado en operaciones de transferencia de ficheros entre el almacenamiento de Azure y las instancias de trabajo. Esta primera simulación consume más tiempo, pero sólo es necesario realizarla una vez para obtener un espacio de fases con suficiente estadística. La segunda simulación ha generado el espacio de fases a la salida de un campo 10×10 cm² y el PDD en un maniquí de agua. Esta simulación se ha completado en menos de 30 minutos y equivale a unas 30h de cómputo.

Conclusiones

En este trabajo se muestra cómo la computación en la nube es capaz de dar solución al problema de los tiempos de cálculo en los programas de simulación MC. La implementación en CloudMC del modelo en Geant4 del acelerador Siemens Oncor[®] abre la puerta a nuestro objetivo futuro de verificar los tratamientos radioterápicos más complejos con MC en tiempos razonables.

Bibliografía

1 Miras H, Jiménez R, Miras C y Gomà C. CloudMC: A cloud computing application for Monte Carlo Simulation. Phys. Med. Biol. 2013 (Aceptado para publicación).

SIMULACION MONTE CARLO COMO METODO DE VERIFICACION DE LA CARACTERIZACION DE FUNTES EN BRAQUITERAPIA OFTALMICA

Ortiz Lora A, Miras del Rio H y Terrón León JA

Servicio de Radiofísica. Hospital Virgen Macarena. Sevilla.
Correspondencia: aortizl@gmail.com

Palabras clave: Monte Carlo, Braquiterapia oftálmica, Rutenio

Introducción y objetivos

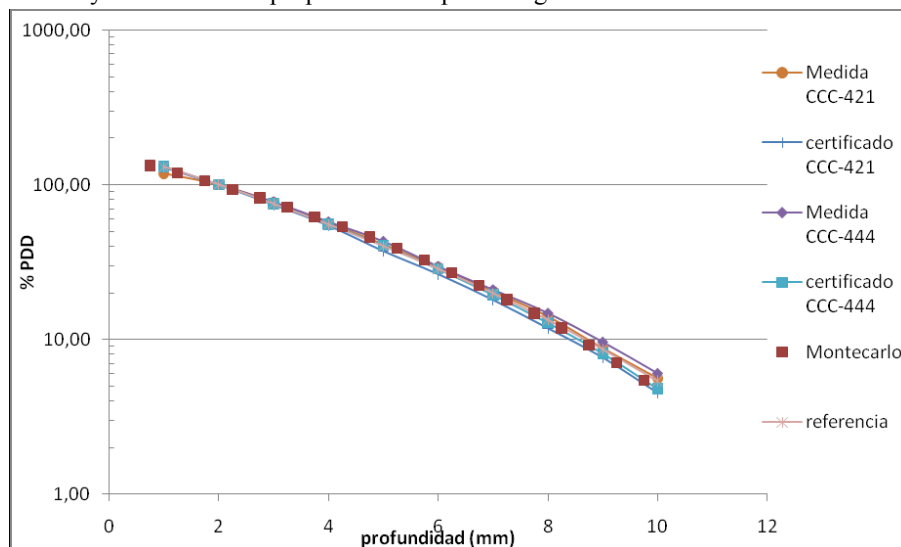
En junio de 2006 se implantó la braquiterapia para tratamientos de patologías oculares en el Hospital Virgen Macarena. Para el uso de fuentes encapsuladas el Real Decreto 1566/1998 sobre criterios de calidad en radioterapia exige la caracterización de las fuentes antes de su uso clínico, además de la comprobación de las características de cada una de las nuevas fuentes recibidas. La verificación del certificado que acompañan a cada una de las fuentes se realiza mediante la medida del perfil de dosis en profundidad en agua. Siguiendo las recomendaciones de la IAEA [1], y como comprobación adicional, se han realizado simulación Monte Carlo de cada una de las placas que se disponen en el Hospital. El objetivo del trabajo es la verificación de los certificados de calibración y se pretende establecer de criterios de acción para su aceptación.

Material y métodos

En el hospital se realizan tratamientos con placas de rutenio de Bebig, Las placas de las que se disponen son los modelos CCA, CCC, CCD, COC, COB, CIA y CIB. La medida del perfil de dosis en profundidad se realiza mediante un diodo para electrones EPD de Scanditronix, electrómetro Dose 1 y cuba WP1D de Wellhöfer. El rendimiento en profundidad se determina entre 1 y 10 mm con pasos de 1 mm. Se han realizado simulaciones de cada uno de los modelos de placas disponibles y para ello se ha usado el código Monte Carlo PENELOPE usando como programa principal una modificación de PenEasy. La simulación se ejecutó en CloudMC [2]. CloudMC se trata de un cluster virtual que utiliza la nube para realizar la simulación en un número determinado de servidores. Esto permite reducir el tiempo de computación. En nuestras simulaciones se han usado 64 equipos siendo el tiempo efectivo de computación para cada una de las placas de 100 horas y el nº de historias simuladas del orden de 108, el tiempo real de computación para cada una de las placas fue de aproximadamente 2 horas. Para la simulación de las placas de 106Ru/106Rh se uso el espectro de emisión que proporciona ICRU 72 [3]. El perfil de dosis en profundidad en el eje de la placa se obtuvo considerando volxels de 0.5 mm de profundidad y radio 0.5 mm. Se consideró que los electrones se absorben en el medio al alcanzar una energía de 30 keV y los fotones producidos por radiación de frenado al alcanzar los 4 keV.

Resultados y discusión

En la figura se muestra las curvas correspondientes a los datos obtenidos en la simulación de la fuente CCC, las medidas realizadas para dos de las fuentes recibidas de este modelo (las que mejor y peor se ajustan a los valores de referencia), junto con los certificados de calibración y las referencias proporcionadas por Bebig.



Las máximas diferencias entre la simulación y las medidas se muestran en la siguiente tabla. La alta incertidumbre (20%), la rápida variación de dosis y la dificultad de medida nos permiten indicar que la simulación, medidas y certificados concuerdan razonablemente.

Med CCC-421	Cert CCC-421	Med CCC-444	Cert CCC-444	Referencias
-10,14 %	-4,33 %	2,68 %	1,48 %	2,08 %

Conclusiones

Para todas las fuentes simuladas los resultados obtenidos nos permiten verificar los certificados de calibración (en todos los casos la diferencia fue inferior al 5%) y nos permitirán establecer criterios de acción en la aceptación de las nuevas fuentes recibidas.

Bibliografía

- [1] International Atomic Energy Agency. Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy. Guidelines on standardized procedures at Secondary Standards Dosimetry Laboratories (SSDLs) and hospitals. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2002.
- [2] Miras H, Jimenez R, Miras C, Gomà C. CloudMC: A cloud computing application for Monte Carlo simulation. Physics in Medicine and Biology. 2013; Aceptado para publicación.
- [3] Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. ICRU report 72. Oxford: Oxford University Press; 2004.

ALGORITMO DE RECONSTRUCCIÓN DE IMÁGENES MÉDICAS DRR

Estrada Espinosa JC

Departamento de Radioterapia. Hospital Universitario de Saltillo. Coahuila. México.
Correspondencia: fisico_estrada@yahoo.com

Palabras clave: Fusión de imágenes, algoritmo de reconstrucción, imágenes DRR.

Introducción y objetivos

En la realización de la planeación y simulación de un paciente que es candidato a recibir un tratamiento terapéutico con radiación ionizante, como sería en los casos de tratamiento convencional, IMRT o IGRT por mencionar algunos, es necesario el uso de las imágenes digitales, como las obtenidas en la tomografía computarizada (TC). El objetivo es realizar la reconstrucción radiográfica digital (DRR) y la imagen resultante de la fusión de todos los cortes que constituyen el volumen 3D [1], para dos casos especiales, realizado el registro entre las imágenes DRR, de esta forma, obtenemos un método alternativo de verificación aceptable para garantizar la reproducibilidad en los tratamientos terapéuticos del paciente. El método de reconstrucción usado para obtener la imagen radiográfica digital (DRR), se basa en obtener dos imágenes ortogonales en la posición decúbito dorsal y lateral de una simulación, las imágenes DRR son reconstruidas con un algoritmo, que simula el funcionamiento a un equipo convencional de rayos-X, con una sola variante, el haz que emite no es divergente, para este caso, los rayos son considerados paralelos en la reconstrucción de la imagen DRR, para este propósito, es necesario usar todos los valores de las unidades hounsfield (HU) de cada voxel en todos los cortes axiales que forman el estudio TC, obteniendo finalmente la imagen reconstruida DRR realizando una transformación de 3D a 2D [2].

Material y métodos

En la fig. 1, se ilustra el esquema utilizado, donde la fuente emisora de rayos X se convierte en una línea emisora de haz paralela en color azul, que inciden en el volumen reconstruido en 3D, y son proyectados y almacenados finalmente en una matriz cuyos coeficientes son los valores usados para construir la imagen DRR; en la que es posible apreciar algunos puntos característicos sobre la imagen, ya sean anatómicos o del marco estereotáctico. Los valores sobre la matriz son obtenidos después de que los rayos X atraviesan el volumen 3D, obtenido un número en cada pixel relacionado con los números HU que el haz atraviesa, y se obtiene, un valor único en cada coeficiente de la matriz que dará forma a la imagen reconstruida DRR. El algoritmo fue codificado usando el lenguaje de programación Visual Basic 6.0, el cual contiene las librerías necesarias para leer imágenes en formato DIOM 3.0 [3]. Para realizar la reconstrucción en 3D es necesario incluir las librerías necesarias para ser visualizar en OpenGL. El algoritmo de reconstrucción DRR calcula el promedio de todos los valores de las unidades Hounsfield (HU) asociada a cada voxel, para cada corte axial, que conforman todas las imágenes DICOM del estudio TC. Cada Pixel en la imagen reconstruida DRR corresponde a un valor del coeficiente de la matriz, y representa el valor promedio de la atenuación que sufre el haz de rayos X al atravesar todos los voxel's que dan forma al volumen 3D, es necesario normalizar los valores promedios y transformarlo en el rango de la escala de gris. Esta está ilustrada en la fig. 1 inciso A' y B'. A continuación realizamos una segunda simulación con las mismas imágenes del estudio de TC, en el cual, solo serán tomados en consideración algunos voxel's cuyo valor sean (1200 – 3095) HU, los cuales están relacionado con el rango de valores que pertenece a la densidad ósea. Posteriormente se reconstruye la imagen DRR asociada a estos valores, logrando obtener prácticamente una foto digital del cráneo y no una radiografía, como se muestra en la fig. 1, A'' y B''.

Resultados y discusión

Finalmente obtenemos la reconstrucción de dos imágenes DRR para cada uno de los casos, el primero muestra las imágenes reconstruidas DRR tomando en consideración todos los valores de las unidades hounsfield (HU), en la posición de decúbito dorsal (AP), latera (LT) y reconstrucción en 3D, las cuales son mostradas en la fig. 2 con las etiquetas A', B' y C', respectivamente. El segundo caso muestra las imágenes reconstruidas DRR, tomando únicamente los valores de las HU que están dentro del rango densidad ósea, las imágenes reconstruidas corresponden a la posición de decúbito dorsal (AP), latera (LT) y reconstrucción en 3D, y son mostradas en la fig. 2 con las etiquetas A'', B'' y C'' respectivamente.

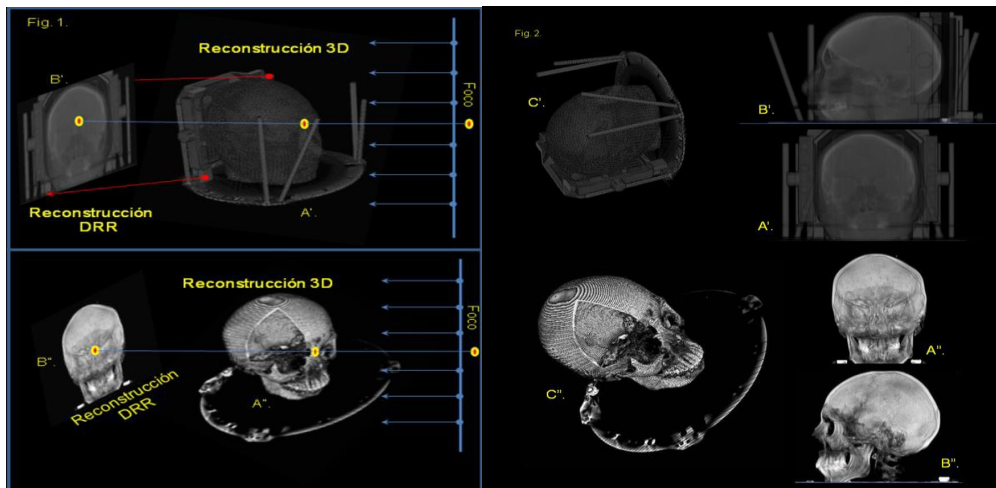


Fig 1. Muestra la forma que el haz atraviesa el volumen 3D y la imagen reconstruida DRR. Fig 2. Muestra la reconstrucción final en 3D (C) y la imagen reconstruida DRR AP (A) y LT (B).

Conclusiones

Los resultados obtenidos son aceptables, tomando en consideración que los resultados obtenidos con el algoritmo es similar a los resultados de los algoritmos ya existentes, además, nos permitirá realizar futuras comparaciones con las imágenes obtenidas de otros algoritmos; La particularidad de poder excluir algunos voxel's cuyos valores estén por debajo 1200 HU hounsfield y realizar la reconstrucción de la imagen DRR, abre nuevas alternativas para el diagnostico en el campo de las imágenes medicas. El algoritmo en sí, deberá evolucionar para ofrecer alternativas que mejoren la reconstrucción de las imágenes DRR, así como, en la fusión de imágenes médicas multimodales.

Bibliografía

- [1] Paolo Bifulco, Mario Sansone, Mario Cesarelli, Robert Allen, Marcello Bracale, Estimation of out-of-plane vertebra rotations on radiographic projections using CT data: a simulation study, Medical Engineering & Physics, Volume 24, Issue 4, May 2002, Pages 295-300, ISSN 1350-4533, 10.1016/S1350-4533(02)00021-8.
- [2] Dejan Tomažević, Boštjan Likar, Franjo Pernuš, Gradient-based registration of 3D MR and 2D X-ray images, International Congress Series, Volume 1230, June 2001, Pages 338-345, ISSN 0531-5131, 10.1016/S0531-5131(01)00073-5.
- [3] ezDicom DICOM Viewer <http://www.cabiatl.com/mricro/ezdicom/index.html#users>

CARMEN: UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN MONTE CARLO BASADO EN PROGRAMACIÓN LINEAL A PARTIR DE ABERTURAS DIRECTAS

Ureba A¹, Pereira-Barbeiro AR¹, Jiménez-Ortega E¹, Baeza JA¹, Salguero FJ² y Leal A¹

¹Departamento de Fisiología Médica y Biofísica. Universidad de Sevilla. Sevilla.

²Nederlands Kanker Instituut (NKI). Amsterdam. Holanda.

Correspondencia: alplaza@us.es

Palabras clave: Monte Carlo, planificación, programación lineal, MCTP.

Introducción y objetivos

El uso de Monte Carlo (MC) ha demostrado una mejora en la precisión del cálculo de la dosis comparado con otros algoritmos analíticos instalados en los sistemas de planificación comercial, especialmente en el caso de situaciones no estándar típicas de técnicas complejas como IMRT y VMAT. Nuestro grupo de investigación ha desarrollado el sistema de planificación CARMEN, basado en MC para la aplicación de tratamientos que utilizan haces de fotones y electrones modulados, en combinación o por separado. Se trata de un modelo híbrido, donde las aberturas iniciales se generan por secuenciación de mapas que pueden contener información funcional a partir de PET, anatómica por TAC sobre la densidad física, y además considerar la presencia de volúmenes de interés en la trayectoria de los haces. El procedimiento de optimización está descrito bajo programación lineal, con objeto de permitir una parametrización a nivel del vóxel, y asignar valores de intensidad a estas aberturas iniciales teniendo en cuenta los efectos debidos a la interacción del haz con la geometría del acelerador mediante la simulación Monte Carlo. El propósito de este trabajo es presentar nuestro sistema de planificación de tratamientos llamado CARMEN, basado en la simulación completa, tanto del transporte del haz en la cabeza del acelerador como en el paciente, y diseñado para un funcionamiento eficiente en cuanto a la precisión del cálculo y los tiempos de computación requeridos.

Material y métodos

Nuestro grupo ha modelado distintos aceleradores lineales para la planificación MC, utilizando el código de simulación EGSnrc/BEAMnrc, tanto para haces de fotones como de electrones. Para las simulaciones se ha utilizado un equipo de 12 procesadores de cuatro núcleos bajo un modelo de distribución diseñado por nuestro grupo [1]. La generación de segmentos se realiza a partir de mapas biofísicos, construidos desde el punto de vista del haz, considerando los volúmenes de interés y teniendo en cuenta el espesor másico atravesado y la presencia de órganos de riesgo para la protección de los mismos. Estos mapas son segmentados para cada incidencia por medio de un secuenciador de diseño propio basado en simulated annealing, capaz de distinguir el efecto de la interacción en el colimador multiláminas [2]. Cada una de las configuraciones obtenidas es simulada a través del acelerador modelado para crear los espacios de fase que permitirán el cálculo de dosis. Este cálculo se realiza mediante una versión modificada de DOSXYZnrc llamada BEAMDOSE [2]. Una vez conocida la contribución a la dosis de cada segmento sobre los volúmenes de interés, los pesos relativos óptimos son calculados mediante programación lineal (PL), que utiliza las dosis de prescripción y los límites de toxicidad junto con la matriz de contribución de dosis de cada segmento a cada vóxel. Este método de optimización nos permite ahorrar tiempo de cálculo computacional, manteniendo la mayor precisión en el cálculo de la dosis. Además de resolver una optimización multiobjetivo, podemos distinguir cada vóxel de los volúmenes implicados en la planificación, y considerar más de un volumen blanco durante el proceso. Al optimizar al nivel del vóxel, puede reducirse el problema inicial mediante la selección de los vóxeles en una región determinada o por la selección aleatoria de un conjunto representativo de los mismos. Con el objetivo de chequear la versatilidad de CARMEN, presentamos la planificación de diversos casos y los tiempos empleados.

Resultados y discusión

La distribución de la dosis MC a partir de CARMEN demuestra que es posible proporcionar en cada caso una solución clínicamente aceptable (figura 1), cumpliendo las restricciones de dosis y manteniendo la eficiencia operativa para la rutina diaria. La tabla 1 muestra los tiempos totales de planificación de los tratamientos presentados.

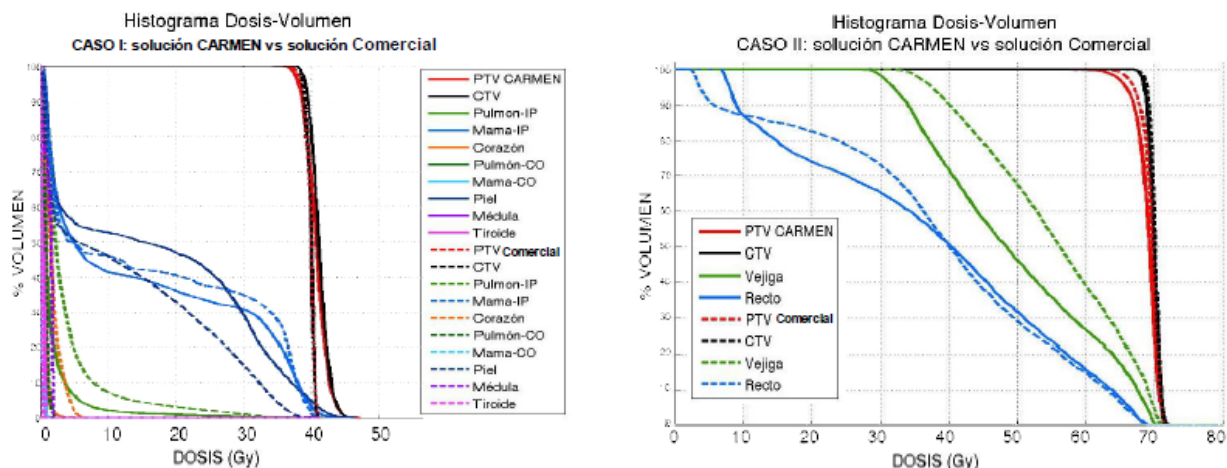


Figura 1. Histogramas dosis volumen de dos casos representativos. A la izquierda, un caso de mama con fotones y electrones modulados. A la derecha un caso de lecho prostático, planificado con técnica VMAT.

Casos	Segmentos generados	Generación de segmentos (Tiempo de CPU)	Simulación de segmentos (PSD)	Cálculo de dosis	Optimización	Tiempo total
Caso I	5	7 min	15 min	30 min	3 min	55 min
Caso II	180	28 min	60 min	56 min	25 min	169 min

Tabla 1. Registro de tiempos de cálculo de diversos casos planificados con el sistema de planificación de tratamientos CARMEN

Conclusiones

CARMEN es un sistema de planificación de tratamiento versátil y eficiente, aplicable a la práctica clínica. Se trata de una herramienta útil en el desarrollo de nuevas tendencias en la definición de volúmenes, como proporciona la imagen PET, donde se pueden diferenciar las regiones hipóxicas y permitir un nuevo escalamiento de la dosis. El modelo de optimización basado en PL demuestra ser una formulación eficiente y está abierto a la planificación adaptativa guiada por imagen. Los esfuerzos futuros de nuestro grupo se basan en preparar CARMEN para su aplicación a este último objetivo científico.

Bibliografía

[1] Leal A, Sanchez-Doblado F, Arrans R, Perucha M, Rincon M, Carrasco E, et al. Monte Carlo simulation of complex radiotherapy treatments. COMPUTING IN SCIENCE & ENGINEERING2004; 6(4):60-8.
 [2] Salguero FJ, Palma B, Arrans R, Rosello J, Leal A. Modulated electron radiotherapy treatment planning using a photon multileaf collimator for post-mastectomized chest walls. Radiother Oncol2009 Dec; 93(3):625-32.

ÁREA 17

OTROS

INDICE DE TRABAJOS DEL ÁREA 17

001. Uso de las redes sociales para mejorar la Protección Radiológica.

Medina Gironzini E.

002. Dotación actual de personal y ámbitos de actuación de las Unidades de Radiofísica del SSPA.

Angulo Pain E, Roldán Arjona JM, Carrasco Rodríguez JL, Guerrero Alcaide R, Almansa López J y Rodríguez Castillo MF.

003. Cooperación del OIEA con América Latina en el fomento de la cultura de seguridad de los trabajadores ocupacionalmente expuestos.

Ferro Fernández R, Cruz Suárez R, Ramírez García R y O'Donnell Torroba P.

USO DE LAS REDES SOCIALES PARA MEJORAR LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Medina Gironzini E

Sociedad Peruana de Radioproteccion.Lima. Perú.
Correspondencia: medina@radioproteccion.org

Palabras clave: Redes Sociales, Facebook.

Introducción y objetivos

El desarrollo de las tecnologías de información y comunicación ha mejorado las relaciones entre los especialistas en protección radiológica en todo el mundo. Se aprovecha estos medios para intercambian experiencias sobre temas de interés común y se resuelven inquietudes técnicas en tiempos muy breves. El uso de Internet ha facilitado esta relación. En América Latina durante 10 años se difundieron las actividades sobre protección radiológica mediante el Boletín “Protección Radiológica” cuyos 65000 ejemplares fueron distribuidos a los especialistas de más de 40 países. Luego se hizo uso del sitio web www.radioproteccion.org con el mismo objetivo y más adelante, se hizo efectiva la lista de interés “Radioprotección” que fue creada el 15 de marzo 2002, la cual cuenta actualmente con unos 2500 suscriptores de 32 países, en su mayor parte hispanoparlantes. Hoy en día se hace uso de Facebook, Twitter y LinkedIn, pero también se usa Internet para ver e intercambiar videos, presentaciones y fotos que ayudan al profesional a actualizarse, mejorar en su trabajo y profundizar sus estudios en protección radiológica.

Material y métodos

Las redes sociales ya son parte de nuestra realidad y es muy útil en el campo profesional para intercambiar información y mejorar nuestras relaciones a fin de mejorar la protección radiológica. Por eso, sin dejar de usar la lista de interés, que es un medio donde las personas intercambian mensajes sobre temas específicos de interés común mediante el correo electrónico y de manera simultánea (<http://espanol.groups.yahoo.com/group/Radioproteccion/>) también se hace uso del Facebook (www.facebook.com/Radioproteccion) que en unos 15 meses ya cuenta con 5000 miembros. Es un medio para difundir información sobre cursos, actividades científicas, artículos, opiniones y comentarios sobre protección radiológica. Muchas organizaciones nacionales e internacionales se encuentran en las redes así como especialistas de todo el mundo, quienes también hacen uso de Twitter (envío de mensajes cortos), LinkedIn (red profesional para colocar curriculum e intercambio de información y oportunidades) y skype (videollamadas), así como de Internet para ver e intercambiar videos (youtube), presentaciones (slideshare) y fotos (picasa) sobre la especialidad. Las redes sociales son formas de interacción social con intercambio dinámico entre personas, grupos e instituciones que permite la participación de grupos que se identifican con las mismas necesidades y problemas y que se organizan para potenciar sus recursos. Debido a la saturación de la dirección anterior, desde hace poco tiempo se ha creado en Facebook la página: www.facebook.com/Proteccion.Radiologica.Oficial que tiene los mismos objetivos de divulgación de información pero tiene la ventaja de contar con un número ilimitado de suscriptores. Para complementar lo mencionado, hoy en día se hace uso de la nube para compartir carpetas seleccionadas con colegas de la especialidad, acceder a sus datos desde cualquier dispositivo o hacer copia de seguridad de computadoras, servidores, etc.

Resultados y discusión

El uso de las redes sociales permite el intercambio de información sobre diversos temas de protección radiológica. Se integran a las redes sociales los especialistas e interesados en temas de protección radiológica que trabajan de manera independiente, en organismos reguladores, en universidades, en instalaciones radiactivas y nucleares y en general en entidades nacionales e internacionales, tanto públicas como particulares. Las redes sociales ayudan a solucionar problemas técnicos, incrementar la colaboración, actualizarse en temas de protección radiológica, conocer a especialistas y ampliar su círculo profesional entre colegas de diversos países. El anuncio de eventos técnicos ha permitido que especialistas de diversas entidades puedan participar en los mismos. Periódicamente se difunde una página de “Noticias”, información de sitios de interés, publicaciones, etc.

Conclusiones

Las redes sociales están contribuyendo a mantenerse actualizado y mejorar la protección radiológica ya que es un canal de permanente comunicación que está abierto para el intercambio de experiencias, documentos científicos, artículos, publicaciones, eventos, etc, y para ayudar a resolver problemas técnicos.

DOTACIÓN ACTUAL DE PERSONAL Y ÁMBITOS DE ACTUACIÓN DE LAS UNIDADES DE RADIOFÍSICA DEL SSPA

Angulo Paín E, Roldán Arjona JM, Carrasco Rodríguez JL, Guerrero Alcaide R, Almansa López J y Rodríguez Castillo MF

Sociedad Andaluza de Radiofísica Hospitalaria
Correspondencia: esther.angulo.sspa@juntadeandalucia.es

Palabras clave: Unidades de Gestión Radiofísica, Servicios de Protección Radiológica.

Introducción y objetivos

El trabajo se plantea desde la Sociedad Andaluza de Radiofísica Hospitalaria como un estudio de la situación en el año 2012 de Andalucía, en cuanto a los recursos humanos y equipamientos a cargo de los Servicios o Unidades Clínicas de Gestión de Radiofísica del Sistema Sanitario Público de Andalucía (SSPA). Las Unidades de Gestión Clínica son unas estructuras organizativas establecidas por el Servicio Andaluz de Salud (SAS) las cuales se rigen por acuerdos de gestión con el área de atención sanitaria al que dan cobertura.

Material y métodos

El estudio consistió en el diseño, difusión y posterior análisis de una encuesta dirigida a todos los Servicios o Unidades de Radiofísica del Sistema Sanitario Público de Andalucía. La encuesta básicamente refleja la dotación de personal con que se cuenta en cada Servicio y el ámbito de actuación del mismo (nº equipos): Radioterapia, RX y Medicina Nuclear.

Resultados y discusión

La encuesta se difundió a todos los Hospitales públicos Andaluces (14 en total) de los cuales sólo uno no envió respuesta. Los resultados obtenidos fueron los siguientes:

- En 11 de los 14, el Servicio/Unidad de Radiofísica existe como elemento diferenciado en la estructura del Hospital.
- Todos los Servicios/Unidades están autorizados como Servicio de Protección Radiológica por el CSN.
- El cargo ostentado por el responsable del servicio es muy variado: Director de UGC (31%), Jefe de Servicio (31%), jefe de sección (15%), responsable (15%), etc.
- 6 son Unidades docentes acreditadas con un total de 7 plazas ofertadas.
- 9 están constituidas como Unidad de Gestión Clínica de Radiofísica, ya sea de forma individualizada o conjunta entre varias Unidades/Servicios de la misma provincia.
- En 4 existen facultativos adscritos a otras Unidades de Gestión Clínica, mientras que en 9 todos los facultativos están adscritos al 100% a la UGC de Radiofísica.
- La dotación total de personal facultativo es de 78 radiofísicos de los que 33 son estatutarios, 16 interinos, 17 eventuales y 2 están en otras situaciones. A éstos hay que añadir 19 especialistas internos residentes. El resto del personal que componen los Servicios es de 43 técnicos, 3 profesionales de enfermería y 9,6 administrativos.
- Se disponen de 47 Unidades de Tratamiento: 2 son Unidades de Cobaltoterapia, 15 de Braquiterapia y el resto Aceleradores Lineales de electrones (de los que 6 son monoenergéticos) para atender a una población de aproximadamente 7,2 millones de habitantes, lo que supone 4,4 equipos (unidad de tratamiento de radioterapia externa) por millón de hab.
- Las Unidades de Radiofísica tienen a su cargo un total de 1107 equipos de RX (114 equipos por millón de hab.)
- Se da cobertura a 11 Unidades de terapia metabólica, 10 gammacámaras planares, 28 gammacámaras spect y 4 equipos de PET.

Conclusiones

Se ha desarrollado una primera encuesta para la detección del estado actual de las Unidades de Radiofísica del SSPA. En materia de personal es de destacar la alta proporción de contratos de interinos y eventuales (44 %) así como una baja presencia (menor de la deseada) en cuanto a personal técnico se refiere (0.59 técnicos/enfermeros por radiofísico). Si bien en esta primera fase se dirigió el estudio sólo a los Servicios del Sistema Sanitario Público de Andalucía la SARH se tiene previsto continuar el estudio en una segunda fase, en la que se incluiría a los centros privados no pertenecientes al SSPA.

COOPERACIÓN DEL OIEA CON AMERICA LATINA EN EL FOMENTO DE LA CULTURA DE SEGURIDAD DE LOS TRABAJADORES OCUPACIONALMENTE EXPUESTOS

Ferro Fernández R¹, Cruz Suárez R², Ramírez García R² y O'Donnell Torroba P³

¹Centro Nacional de Seguridad Nuclear. Cuba.

²Organismo Internacional de Energía Atómica.

³Endesa Generación, S.A. España.

Correspondencia: ferro@oraseen.co.cu

Palabras clave: Cultura de Seguridad, Protección Radiológica, OIEA, Latinoamérica.

Introducción y objetivos

Lograr altos niveles de cultura de seguridad es una tarea compleja pero imprescindible dentro de las estrategias actuales de reducción de dosis y prevención de sucesos radiológicos. A pesar de ello existen muy pocas experiencias prácticas de fomento y desarrollo de este tema en el campo de las prácticas con fuentes de radiaciones ionizantes. El Organismo Internacional de Energía Atómica ha emprendido una iniciativa a través de su proyecto de cooperación técnica (TC) RLA/9/066 "Fortalecimiento y Actualización de las Capacidades Técnicas para la protección de la Salud y la Seguridad de los Trabajadores Ocupacionalmente Expuestos a la Radiación Ionizante donde se pretende crear una plataforma de trabajo e intercambio que permita mejorar los programas nacionales de protección radiológica y fomentar una sólida cultura de seguridad en las prácticas con fuentes de radiación ionizante en América Latina. El presente trabajo presenta una síntesis de esta iniciativa

Material y métodos

Basado en una serie de talleres y reuniones regionales con representantes de diferentes prácticas y autoridades nacionales de América Latina se logró identificar la situación existente y las necesidades e intereses de la región en el campo de la Cultura de Seguridad. Ello sirvió de fundamento para acordar un Plan de Acción Regional sobre Cultura de Seguridad que ha comenzado a desarrollarse.

Resultados y discusión

Se ha elaborado un Plan de Acción Regional de Cultura de Seguridad en las actividades con fuentes de radiaciones ionizantes que consta de tres fases: Preparatoria, Básica y Desarrollo o Seguimiento. Esta estrategia permitirá a los países del área sentar las bases nacionales para organizar las acciones que les permita transitar en este campo de forma independiente y de acuerdo a sus particularidades y condiciones. Entre las principales actividades realizadas hasta la fecha se encuentra el Sondeo Regional sobre iniciativas, buenas prácticas y necesidades de Cultura de Seguridad, la designación en cada país de una Entidad Nacional Líder de Cultura de Seguridad y un Coordinador Nacional que ha recibido una preparación básica inicial en Cultura de Seguridad para coordinar las acciones sus Programas Nacionales de Cultura de Seguridad. Se han previsto además otras acciones para fomentar el liderazgo u compromiso de directivos de entidades así como experiencias pilotos de evaluaciones de cultura de seguridad en cada país.

Conclusiones

La ejecución del Plan de Acción Regional sobre Cultura de Seguridad en las actividades con fuentes de radiaciones ionizantes, desarrollado como parte de esta iniciativa del OIEA, permitirá a los países de América Latina comenzar a introducir este concepto de forma práctica en sus actividades de protección radiológica y crear los cimientos de una acción sostenida y constante hacia mayores niveles de cultura de seguridad.

Bibliografía

1. International Atomic Energy Agency, Safety Culture, STI/PUB/882, Vienna (1991)
2. Food And Agriculture Organization Of The United Nations, International Atomic Energy Agency, International Labour Organization, OECD Nuclear Energy Agency, Pan American Health Organization, World Health Organization, International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, Safety Series No. 115, IAEA, Vienna (1996).
3. International Atomic Energy Agency, Radiation protection and safety of radiation sources : international basic safety standards : general safety requirements, GRS Part 3 (Interim), IAEA, Vienna (2011)
4. International Commission for Radiation Protection, Preventing Accidental Exposures from New External Beam Radiation Therapy Technologies, Annals of the ICRP Volume 39 Issue 4, 2009

5. International Atomic Energy Agency, The safe management of sources of radiation : principles and strategies, STI/PUB/1080, Vienna (1999)
6. International Atomic Energy Agency, Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy, STI/PUB/1084, Vienna (2000)
7. International Atomic Energy Agency, Lessons Learned from Accidents in Industrial Radiography, Safety Reports Series No. 7, IAEA, Vienna (1998).
8. International Radiation Protection Association, IRPA Guiding Principles for Establishing a Radiation Protection Culture, Draft (2012)
9. Foro Iberoamericano de Organismos Reguladores Nucleares y Radiológicos, Proyecto de Cultura de la Seguridad en las actividades con fuentes de radiaciones ionizantes, Cuba (2012)
10. M.Giot et al. , Training schemes on nuclear safety culture for managers: the trasnusafe project IOT Trasnusafe, <http://www.enen-assoc.org/data/document/full-paper-topsafe-2012-final.pdf>, (2012)
11. International Atomic Energy Agency, “Informe Final del Taller Regional sobre Transferencia de Experiencia en la Esfera de la Cultura de Seguridad relacionadas con la Protección Radiológica Ocupacional de la Industria Nuclear”, México. (2012).

ÍNDICE DE AUTORES

Álvarez	A10-001
Aakki L	A12-058
Abad Mocholí D	A12-047, A12-098
Abella Cereigido R	A12-082
Abou-Haidar Z	A12-198
Acevedo Lozada DJ	A7-003
Adaimi Hernández P	A2-033, A12-116, A14-050
Agramunt Chalser S	A3-015, A12-106, A13-036
Aguirre Huelga MJ	A14-045
Agulla Otero M	A14-021, A14-026
Alabau Albors J	A2-013, A2-023
Alamán Sánchez C	A12-120, A12-139
Alba JL	A15-004
Alcaide Trenas E	A3-002, A9-001
Alcíbar-Arechuluaga C	A12-015, A12-016
Alegría Gutiérrez N	A7-007
Alejandro Fuentes A	A2-030
Alejo Luque L	A2-044, A14-035
Alfonso JCL	A12-163
Alieva T	A14-044
Almansa López J	A12-120, A12-139, A14-053, A16-011, A17-002
Almeida SM	A7-008
Almendros Blanco P	A12-112, A12-151
Alonso Arrizabalaga S	A12-109
Alonso D	A4-001
Alonso DA	A2-007, A2-008
Alonso Espinaco MT	A14-039
Alonso Farto JC	A11-019
Alonso Iracheta L	A12-048, A12-099, A12-102, A12-104
Alonso O	A1-002
Alonso S	A12-136
Alpuente Hermosilla J	A14-024
Álvarez A	A8-002, A8-003, A8-005, A9-002, A9-003, A11-004
Álvarez C	A11-019, A14-020
Álvarez del Pozo L	A12-141
Álvarez FJ	A2-059
Álvarez García A	A8-001
Álvarez MAG	A12-198
Álvarez Rodríguez S	A12-162
Amado Sanjuán JL	A7-004
Amado V	A8-007
Ambroa Rey EM	A12-009, A13-003, A13-004, A14-004, A14-051
Amores M	A2-053
Amores Medina, M	A2-001
Andrés Redondo MM	A12-085, A12-086, A12-087, A12-088, A16-010, A16-012, A16-013
Andreu Martínez FJ	A12-100, A12-103, A12-107, A12-109
Anguiano Millán M	A12-182, A16-005
Angulo Pain E	A12-114, A13-024, A14-038, A14-045, A17-002
Antón D	A4-001, A13-008
Antón DA	A2-007, A2-008
Antón Mateos MP	A11-007
Aparici F	A1-002
Aragón del Valle A	A11-007
Aramburu Nuñez D	A1-003
Aranda M	A16-016
Arbizu J	A13-002
Arce Dubois P	A16-017
Ariño Gil A	A12-061, A12-189, A14-028, A14-029
Arjona Gutiérrez J	A3-017, A14-046
Arrabal Núñez S	A6-004
Arráns Lara R	A2-009, A2-055
Arrans R	A12-198
Arranz Cortes JM	A3-003
Arranz L	A13-025, A13-026
Arrocha Acevedo JF	A13-019, A13-023
Artigues Pedrola M	A12-082
Asenjo García B	A6-004
Asensio Martínez MI	A14-036
Ayala Lázaro R	A12-023, A12-024, A12-125, A13-027
Aymar JA	A12-169
Azcona JD	A2-056
Azinovic Gamo I	A12-058
Aznar Méndez R	A14-053
Aznar Santamaría M	A12-098
Bach Plaza J	A7-002, A7-004
Baeza A	A11-002, A11-005, A11-008
Baeza Espasa A	A2-004
Baeza JA	A16-009, A16-015, A16-021
Baeza Trujillo M	A12-012
Baixeras Divar C	A7-002, A7-004
Ballester E	A6-003
Ballester F	A2-028, A12-011, A12-073, A12-202

Ballester Pallarés F	A12-013, A12-042, A12-056, A12-074, A12-101, A12-143, A12-145, A12-150
Balliu Collgròs E	A3-015
Barbés B	A2-056
Barceló Obregón J	A3-015
Baró Casanovas J	A14-001
Barquero R	A13-008, A13-025, A13-026
Barquero Sanz R	A2-007, A2-008, A4-001
Barrado Olmedo AI	A11-007
Barreto AC	A2-017, A2-018
Barros C	A8-008
Barros Candelero JM	A3-005, A14-040
Bartrés Salido A	A12-047, A12-098
Batista Arce A	A14-022
Bayo Lozano E	A12-200
Bedogni R	A2-002, A2-062
Béjar MJ	A12-152, A12-155
Béjar Navarro MJ	A12-158, A12-162
Bellido Millán P	A12-100
Bellido P	A12-136
Beltran Vilagrasa M	A3-003
Benítez JA	A12-066
Benitez Serrano JA	A12-068, A12-069
Benitez Villegas EM	A2-037, A12-115, A12-123, A12-130, A12-131, A12-179
Benito Bejarano MA	A12-093, A12-154
Benito P	A2-031, A2-036
Bermúdez Luna R	A12-004, A12-006, A12-036, A12-137, A12-146, A12-149
Blanco F	A12-077
Blasco JM	A2-028
Bodineau Gil C	A2-037, A12-123, A12-131
Bolívar JP	A11-011, A11-012, A11-013
Bonaque J	A12-031
Bordería Navarro B	A13-041
Bosa F	A14-030
Bragado Álvarez L	A12-171
Brasa Estévez M	A13-027, A14-007
Bravo Pérez-Tinao B	A2-057, A2-060
Brosed Aguillón ML	A12-181
Brualla González L	A12-132, A12-135, A12-151, A12-195, A13-033, A13-041
Brualla L	A12-112
Brugarolas Masllorens A	A12-058
Bruña R	A6-005
Buades Forner MJ	A3-016, A14-011, A14-012
Buendía García F	A3-007
Bueno P	A11-034
Bueno Vizcarra M	A12-106
Burguete J	A2-056
Caballero Andrada M	A2-004
Caballero Guerra P	A12-146
Caballero Lucena E	A12-130
Caballero Perea B	A12-137
Cabello J	A12-026
Cabello Murillo E	A12-116
Cacicedo Fernández de	
Bobadilla J	A12-019
Cacicedo J	A12-121
Caicedo C	A13-002
Calvin M	A11-028
Calvo A	A13-032
Calvo Carrillo S	A12-014, A12-030, A12-044, A14-003, A14-054, A16-002
Calvo Ortega JF	A16-004
Calzada-Feliu S	A12-197
Calzado A	A14-009, A14-014, A14-043
Camacho A	A7-006, A11-005
Camacho C	A12-075, A12-076
Cámara García T	A7-009
Cámara Turbí A	A12-180, A12-191
Campayo Esteban JM	A3-012, A12-109, A14-036
Candal A	A12-090, A12-184, A12-185, A12-186
Candela C	A1-002, A12-013
Candela Juan C	A3-013, A12-011
Candela Rodríguez F	A12-180, A12-191
Canellas Anoz M	A12-014, A12-030, A12-044, A14-003, A16-002
Canis M	A14-019
Cantero Carrillo M	A12-130
Cañete Hidalgo S	A14-020
Cañón Rodríguez R	A12-058
Capuz B	A12-152, A12-155
Capuz Suárez B	A12-158
Cárdenas A	A13-011
Cardoso G	A2-017, A2-018
Carmona Meseguer V	A12-042, A12-056, A12-074, A12-101, A12-143, A12-145, A12-150
Caro JA	A8-006
Carrasco de Fez P	A2-021, A3-003, A14-008
Carrasco Herrera M	A2-048
Carrasco Herrera MA	A2-029, A2-045, A12-133, A12-164, A12-167
Carrasco Rodríguez JL	A2-049, A2-051, A3-014, A12-138, A12-140, A14-041, A14-042, A17-002
Carrascosa Fernández CB	A3-017, A14-046
Carrera F	A14-030
Carrera Magariño F	A14-019
Carroza García JA	A8-001

Casado P	A8-005
Casado Villalón FJ	A2-037, A12-115, A12-123, A12-131, A14-027
Casal Mesa MD	A12-181
Casal Zamorano E	A2-023, A12-017
Casals Farran J	A16-004
Casanovas R	A2-038, A2-041
Casares Magaz O	A14-013
Casas Curto JD	A3-015
Casquero Ocio F	A12-153
Castañeda Castro P	A12-034
Castillo M	A14-009
Castro Novais J	A12-078, A12-079, A12-126, A12-127, A13-028
Castro Ramírez IJ	A12-114, A13-024, A14-045
Castro Tejero P	A12-010, A12-049, A12-053, A12-055, A12-111, A13-006
Castro Urda V	A14-040
Catalán A	A11-010
Catalán Acosta A	A11-006, A11-014, A13-016, A14-013, A14-022, A14-025
Caudepon F	A14-019
Caudepón Moreno F	A6-004
Celeiro González J	A2-005, A12-015, A12-016
Cervera J	A1-002
Céspedes R	A7-006
Chamizo Calvo E	A11-007
Chamizo E	A11-009
Chapel Gómez ML	A12-166
Chaves MA	A11-034
Chevalier del Río M	A14-044
Chevalier M	A14-009
Chinillach Ferrando N	A12-100, A12-103, A12-107, A12-109
Chinillach N	A12-136
Cibrián R	A3-018, A6-002, A6-003, A12-142, A15-001, A15-002, A15-003
Clemente Gutiérrez F	A12-020, A12-021, A12-027, A12-028, A12-116
Cobo Rodríguez C	A13-017
Codoñer P	A6-003
Coeck M	A3-020
Collado (Chamorro) P	A3-006, A12-041, A13-005, A13-040, A14-005
Colmenares Fernández R	A12-158
Colmenares R	A12-152, A12-155
Conde E	A11-018
Cons Pérez N	A12-038, A12-039, A12-040, A12-045, A12-050, A12-057, A12-059, A12-129, A13-013, A13-014, A13-015, A14-010, A14-032, A14-037
Contreras González JL	A13-020
Contreras M	A11-011
Corbacho JA	A11-005
Corbacho Merino JA	A2-004
Corisco JAG	A7-008
Cornejo Díaz NA	A2-001
Correas A	A6-005
Corredoira Silva E	A2-015, A2-016, A12-094, A12-096, A12-111, A12-113, A12-193, A13-035, A13-038, A14-035
Cortés Giraldo MA	A12-198, A16-018
Cortés Rodicio J	A12-089, A12-118, A13-018, A13-034
Couñago Lorenzo F	A12-127
Crespo Díaz MP	A12-095
Crespo Vázquez MT	A2-003
Crispín Contreras V	A12-047, A12-098
Cros Torrents M	A14-049
Cruz Conde A	A12-006
Cruz Suárez R	A17-003
Dalmases F	A3-018, A6-002, A6-003, A12-142, A15-001, A15-002, A15-003
Dávila L	A7-003
De Blas Piñol R	A3-003, A12-108
De Frutos Baraja J	A4-001
De la Casa de Julián MA	A12-048, A12-099, A12-102, A12-104
De la Fuente Alonso C	A12-010
De la Torre Hernández I	A12-113
De la Vega JM	A12-147
De la Vega R	A11-028
De las Peñas Cabrera MD	A12-048, A12-099, A12-102, A12-104
De los Dolores Alemany V	A12-047, A12-098
De Marco Blancas N	A12-031
De Miguel D	A4-001, A13-008
De Miguel DM	A2-007, A2-008
De Pablo MA	A11-017, A11-020
De Paula Carranza B	A12-171
De Ramón I	A6-005
De Sena Espinel E	A12-037, A12-038, A12-039, A12-040, A12-050, A12-057, A12-059, A12-129
Del Castillo Belmonte A	A4-001
Del Castillo Belmonte AC	A2-007, A2-008
Del Cerro Peñalver E	A12-079
Del Hoyo O	A12-121
Del Real Núñez R	A12-120
Delgado Alberquilla R	A13-037
Delgado Aparicio JM	A12-038, A12-039, A12-040, A12-050, A12-057, A12-059, A12-129, A13-013, A13-014, A13-015, A14-010, A14-032, A14-037
Delgado Belmar V	A7-009
Delgado Rodríguez JM	A2-033, A14-050
Del-Pozo F	A6-005
Depiaggio M	A12-110
Devesa R	A7-006
Devis Saiz M	A13-033
Díaz Blaires G	A3-005
Díaz Cobos JM	A12-034

Díaz E	A13-026
Díaz F	A14-019
Díaz Francés I	A11-001, A2-022
Díaz Fuentes R	A12-116
Díaz Gavela AA	A12-078
Díaz I	A12-090, A12-184, A12-185, A12-186
Díaz J	A2-022
Díaz JF	A14-030
Díaz P	A8-002
Díaz Pascual V	A12-041
Díaz Romero F	A14-013, A14-025
Diez Domingo S	A14-036
Diez S	A12-142
Donis Gil S	A12-201
Dorado Rodríguez P	A12-062, A12-063, A12-064
Doval S	A12-110
Duarte X	A11-010
Duarte-Rodríguez X	A11-006, A11-014
Duch Guillen MA	A12-106
Duch MA	A2-046, A7-006, A14-023
Durán Ramiro MT	A2-060
Embid M	A2-042, A8-005
Erzilbengoa M	A12-171
Escalada Pastor C	A13-017
Escaned J	A14-030
Escobar Casas P	A14-053
Escudero Toro R	A13-037
España López ML	A14-006, A14-018
Espino JM	A12-198
Espinosa Esteban MM	A14-024
Espinosa Sola JM	A2-005, A12-015, A12-016, A12-190
Esposito A	A2-002, A2-062
Esposito RD	A12-062, A12-063, A12-064
Esteve S	A12-152, A12-155, A13-025, A13-026
Esteve Sánchez S	A12-158, A13-020
Estornell Gualde MA	A12-029
Estrada Espinosa JC	A16-020
Eudaldo Puell T	A2-021, A14-008
Eugui Martínez R	A12-095, A12-116
Falcón C	A13-032
Falcón Cabrera S	A3-010, A3-019
Falero B	A2-058, A2-059, A11-034
Fandiño (Lareo) JM	A13-017
Fandiño JM	A12-090, A12-184, A12-185, A12-186
Faria LO	A2-054
Federico M	A12-083
Fenoy Cruz A	A9-005
Fernández Lara AA	A14-011, A14-012
Fernández Bedoya V	A12-116
Fernández Benitez B	A8-009
Fernández Cañadillas MJ	A12-130
Fernández Cerezo S	A12-166
Fernández de Aldecoa JC	A11-010, A11-014
Fernández EM	A8-006
Fernández JM	A2-046, A14-023, A14-030
Fernández JM	A15-004
Fernández Letón JP	A2-027, A12-071, A12-122, A12-128
Fernández Letón P	A2-024, A12-070, A13-031, A14-015, A14-017
Fernández Lozano I	A14-040
Fernández M	A11-018
Fernández Sánchez J	A3-010
Fernández Tallón J	A13-001
Fernández Vellilla E	A14-001
Fernández-de Aldecoa JC	A11-006
Fernández-Vellilla Cepriá E	A13-001
Ferrando Sánchez A	A12-095, A12-116
Ferreira LS	A2-017, A2-018
Ferrer Gil R	A13-001, A14-001
Ferrer Gracia JC	A2-015, A2-016, A12-094, A12-096, A12-111, A12-113, A12-193, A13-035, A13-038
Ferrer N	A11-019, A13-025, A13-026
Ferrer Rebolleda J	A12-195, A13-033, A13-041
Ferrero Calabuig JL	A7-009
Ferro Fernández R	A17-003
Flores Y	A7-003
Floriano Pardal A	A12-008, A12-032
Fois G	A12-005
Fondevilla Soler A	A12-034
Font Gelabert JC	A12-061, A12-189, A14-028, A14-029
Font Gómez JA	A3-004, A12-085, A12-086, A12-087, A12-088, A16-010, A16-012, A16-013
Font Guiteras LI	A7-002, A7-004
Forastero C	A12-181
Fragua Redondo JA	A13-030
Fuentemilla Urío N	A12-105, A12-144, A12-157, A13-039, A14-048, A14-052
Fuentes L	A8-004
Fuentes Raspall R,	A3-015
Gago Arias MA	A2-034
Galán Montenegro P	A2-037, A6-004, A12-115, A12-179
Galán P	A14-019
Gallardo MI	A12-198
Gallego Beuter JJ	A14-019

Gallego Díaz E	A2-061, A10-002
Gallego E	A10-004
Gallego Franco P	A12-025, A13-027, A14-007
Gálvez Delgado M	A2-026
Gámez Serrano C	A13-029
Gamo Pascual V	A10-003
Gandía Martínez A	A12-013, A12-085, A12-086, A12-087, A12-088, A16-010, A16-012
Garayoa Roca J	A12-049
Garcerán Ortiz MA	A8-009
García Acosta F	A9-004
García Aparicio JA	A3-002
García Blanco AS	A12-054
García C	A11-013
García Cadierno JP	A9-001
García Cañibano T	A12-146
García Cases FJ	A12-058
García Castañón P	A14-006, A14-018
García Castejón MA	A2-025, A12-091, A12-097
García del Blanco B	A14-030
García E	A8-002, A9-003
García E	A11-008
García Fidalgo MA	A12-089, A12-118, A12-141, A13-018, A13-034
García G	A12-077
García Gómez R	A12-183
García Hernández MJ	A12-023, A12-024, A12-125
García Hernández MT	A12-151
García Hernández T	A12-112, A12-135, A12-195
García Hernández T	A13-033, A13-041
García JP	A11-028
García Lunar I	A3-005
García Marcos R	A12-025
García Marcos R	A13-027, A14-007
García Martínez MT	A12-042, A12-074, A12-143, A12-150
García Martínez T	A12-056, A12-145
García Mollá R	A12-031, A12-183
García Ortega P	A12-026
García Pareja S	A12-115, A12-123, A12-131, A12-179
García Pinto D	A14-014, A14-044
García Repiso S	A13-013, A13-014, A13-015, A14-010, A14-032, A14-037
García Repiso S	A12-037, A12-038, A12-039, A12-040, A12-045, A12-050, A12-057, A12-059, A12-129
García Romero A	A12-014, A12-030, A12-044, A14-002, A14-054, A16-002
García Ruiz- Zorrilla J	A13-031, A14-015, A14-017
García Ruiz-Zorrilla J	A2-024, A2-027, A3-011, A12-070, A12-071, A12-122, A12-128
García Vicente F	A12-004, A12-006, A12-036
García-Álvarez R	A6-004
García-Galloway E	A12-162
García-León M	A11-009
García-Mollá R	A12-197
García-Talavera M	A11-021
García-Tenorio R	A2-022, A11-001, A11-011, A11-012
García-Torano E	A2-003
Garrido Bretón C	A13-012, A13-016, A14-013, A14-022
Gascó C	A8-006, A11-004, A11-018
Gázquez MJ	A11-011, A11-012
Geleijns J	A14-043, A14-049
Gentile A	A2-002, A2-062
Gesto C	A12-090, A12-184, A12-185, A12-186
Gil Agudo A	A3-017, A14-034, A14-046.
Gil Conde M	A13-020
Gil M	A14-020
Gilarranz Moreno R	A2-033, A14-050
Gil-Benso R	A15-001, A15-002
Gillam JE	A12-026
Giménez Insua M	A12-009, A13-003, A13-004, A14-004, A14-051
Gimeno Olmos J	A12-042, A12-056, A12-074, A12-101, A12-143, A12-145, A12-150
Giner Sala M	A14-006, A14-018, A14-056
Ginjaume Egidio M	A2-001
Ginjaume M	A2-046, A2-053, A14-016, A14-023
Godoy Cazorla J	A12-175
Godoy Cazorla JI	A12-119, A12-174
Goicolea Ruigómez J	A3-005, A14-030
Gómez Amez J	A3-006
Gómez Barrado A	A12-065, A12-066, A12-067, A12-068, A12-069
Gómez Calvar R	A12-023, A12-025, A14-007
Gómez Cores S	A12-023, A12-024, A12-125
Gómez de Iturriaga Piña A	A12-019
Gómez Dos Santos V	A12-162
Gómez Enríquez F	A12-084
Gómez Extremera M	A12-182
Gomez F	A2-062
Gómez F	A12-054
Gómez Fernández M	A14-001
Gómez González N	A13-013, A13-014, A13-015, A14-010, A14-032, A14-037
Gómez González N	A12-038, A12-039, A12-040, A12-045, A12-050, A12-057, A12-059, A12-129
Gomez Lllorente PL	A13-013, A13-014, A13-015, A14-010, A14-032, A14-037
Gómez Martín C	A12-183
Gómez Palacios M	A12-168
Gómez Rodríguez F	A2-010
Gómez Rodríguez F	A13-021
Gómez Ros JM	A2-002, A2-006, A2-062, A16-001

Gómez-Guzmán JM	A11-009
Gómez-Tejedor Alonso S	A2-025, A12-091, A2-097
Gonzales S	A13-011
González MJ	A11-034
González Aquino P	A14-045
Gonzalez Blanco FJ	A13-010
González Castaño DM	A2-010, A2-034
Gonzalez de Garay M	A14-019
González de Mingo MA	A13-030
González Gandál R	A9-004, A9-005
González González JA	A2-061
González González M	A13-010
González Infantes W	A12-182, A16-005
González Leyba M	A12-082
González López S	A14-022
González Martín AE	A12-201
Gonzalez Pérez V	A12-047
González Pérez V	A12-098
González Ruiz C	A12-024, A12-025, A13-027, A14-007
González Sanchís A	A12-151
González V,	A2-028
Gonzalez Vega A	A8-009
González-Peña R	A3-018, A6-002, A6-003, A12-142, A15-001, A15-002, A15-003
Goñi Gironés P	A13-039
Gordo Partearroyo JC	A12-151
Granero Cabañero D	A12-013, A12-112, A12-132, A12-135, A12-151, A12-195, A13-033, A13-041
Granero D	A2-028, A12-011, A12-073, A12-202
Gras P	A1-002
Gregori Enguix A	A3-017
Guantes Díez E	A2-001
Guardino de la Flor C	A12-047, A12-098
Guerrero Alcaide R	A17-002
Guerrero Alcalde R	A16-011
Guerrero Araque JE	A16-006
Guerrero JE	A2-042, A2-043
Guerrero R	A2-050, A12-147
Guillen J	A6-002
Guillén J	A11-002, A11-005, A11-008
Guirado D	A2-050, A2-052, A12-147, A16-016
Guirao Marín S	A3-015
Guisasola Berasategui A	A12-171
Gutierrez Camuñas S	A13-030
Gutiérrez Ramos SM	A2-035, A2-045, A12-012, A12-134, A12-148, A12-164, A12-167
Guzmán C CS	A12-169
Hernández A	A12-112
Hernández Armas J	A11-006, A11-010, A11-014, A12-124, A12-201, A14-013, A14-019, A14-022, A14-025
Hernández Armas O	A12-201
Hernández C	A2-031, A2-036
Hernández Concepción E	A14-022, A14-025
Hernández D	A8-008
Hernández J	A14-030
Hernández Masgrau V	A12-080, A12-082
Hernández Rodríguez J	A12-037, A12-045, A12-061, A12-189, A14-028, A14-029
Hernández Rodríguez R	A12-034
Hernández Vitoria A	A3-004, A12-014, A12-030, A12-044, A14-002, A16-002
Hernández-Girón I	A14-043
Hernando González I	A14-021, A14-026, A14-036
Herrador Córdoba M	A2-029, A2-035, A2-045, A2-048, A12-012, A12-133, A12-134, A12-148, A12-164, A13-022
Herrador M	A12-167
Herraiz Lablanca MD	A14-013
Herranz González M	A12-058
Herranz Soler M	A7-007
Herrero MA	A12-163
Hervás Morón A	A12-162
Hierro A	A11-013
Huerga C	
Huerga Cabrerizo C	A2-015, A2-016, A12-094, A12-096, A12-111, A12-113, A12-193, A13-006, A13-035, A13-038
Huertas C	A2-015
Huertas Martínez C	A2-025, A12-096, A12-097, A12-193
Iborra Oquendo MA	A12-114, A12-199, A13-024, A14-038, A14-045
Idoeta Hernandorena R	A7-007
Iglesias MB	A15-004
Iglesias R	A10-004
Introini MV	A2-002
Iñarrairaegui M	A13-002
Iñiguez de la Torre PL	A2-007, A2-008
Iriondo Igerabide U	A12-051, A12-052, A12-092, A14-039
Isaac Ramos L	A12-147
Izquierdo P	A12-090, A12-184, A12-185, A12-186
Izquierdo Soriano JV	A3-007
Järvinen H	A14-016
Javier de Luis FJ	A12-058
Jerez Sainz M	A12-140
Jerez Sainz MI	A2-49, A2-051, A12-138, A3-014, A14-041, A14-042
Jesús AP	A16-004
Jiménez Albericio FJ	A12-013, A12-085, A12-086, A12-087, A12-088, A16-010, A16-012
Jiménez Feltström D	A2-048, A13-022
Jiménez González JM	A12-048, A12-099, A12-102, A12-104
Jiménez Marrufo R	A16-018
Jiménez Martínez A	A12-022

Jiménez Ortega E	A12-177
Jiménez Rojas MR	A12-023, A12-024, A12-125
Jiménez Sosa A	A12-201
Jiménez-Ortega E	A16-009, A16-015, A16-021
Jódar López CA	A2-049, A3-014, A12-138, A12-140, A14-041, A14-042
Joemai RMS	A14-043
Jornet Sala N	A2-021, A14-008
Jover Pérez CI	A12-120, A12-139
Juan-Senabre X	A12-183
Juan-Senabre XJ	A12-197
Jurado Bruggeman D	A3-015, A12-106, A13-036
Králík M	A2-043
Lacasta C	A12-026
Lacruz Bassols M	A13-001, A14-001
Lagares González JI	A16-017
Lagares JI	A2-043, A2-062, A12-077
Laguna Lobato MA	A14-034, A14-046
Laliena Bielsa V	A12-030, A12-044, A12-054, A16-002, A16-010, A16-012, A16-013
Laliena Bielsa VM	A12-014, A14-002
Lallena AM	A16-016
Lallena Rojo AM	A12-182, A12-196, A16-005, A16-011
Landesa Vazquez I	A1-003
Lara Jiménez P	A12-083
Larretxea Etxarri R	A12-051, A12-052, A12-092, A14-039
Latorre Musoll A	A2-021, A14-008
Lauradó Tarragó M	A11-016
Leal A	A16-009, A16-015, A16-021
Leaman Alcibar O	A12-006
Legarda Ibáñez F	A7-007
Lehritani M	A11-001
Leiva Urbina R	A1-003
Linares Doblado R	A12-160, A12-161, A12-165
Liñán Díaz O	A12-006
Livosi P	A3-020
Lizuain Arroyo MC	A2-014
Llisó Valverde F	A12-042, A12-056, A12-074, A12-101, A12-143, A12-145, A12-150
Llop J	A2-043
Llorente Herranz C	A3-020
Llosá G	A12-026
Lobato Busto R	A12-009, A13-003, A13-004, A14-004, A14-051
Lobato Muñoz M	A2-049, A2-051, A3-014, A12-138, A12-140, A14-041, A14-042
Lodeiro Remesar C	A2-034
Lope Lope R	A12-089, A12-118, A12-141, A13-018, A13-034
López Bote MA	A12-024, A12-025, A12-125
López C	A2-031, A2-036
López de Castro F	A3-017
López de Gamarra MS	A3-006, A14-005
López Espi PL	A14-024
López Fernández A	A12-137, A12-146, A12-149
López FO	A8-007
López G	A13-037
López Lara-Martín F	A2-007, A2-008, A4-001
López Lorenzo B	A13-009
López MA	A2-006
Lopez Medina A	A1-003, A14-019, A15-004
Lopez Moyano JL	A2-039, A2-047
López Muñoz M	A12-029
López Pérez M	A11-010
López Ponte MA	A2-019, A2-040
López Rodríguez MC	A10-003
López Sánchez F	A12-081
López Sánchez M	A12-080, A12-082
López Torrecilla J	A12-135, A12-195
López-Gutiérrez JM	A11-009
López-Pérez M	A11-006
Lopez-Tarjuelo J	A12-197
López-Vilanova N	A2-046
Lorente Fillol A	A2-061
Lorente Franco L	A12-107
Lorente Lorente P	A11-022, A11-025, A11-026
Lorenzo Y	A15-004
Losada C	A12-090, A12-184, A12-185, A12-186
Loscos S	A12-076
Lozano Flores FJ	A12-051, A12-052, A12-092, A14-039
Lozano J	A2-058
Lozares Cordero S	A13-039, A14-048, A14-052
Lozares Cordero S	A12-105, A12-144, A12-157
Ludeña Martínez B	A12-137
Luis Simón FJ	A2-048, A12-148, A13-022
Luis Simón J	A12-012
Luna Tirado J	A12-091
Luna Vega V	A12-009, A13-003, A13-004, A14-004, A14-051
Lupiani Castellanos J	A12-015, A12-019, A12-190, A12-192
Luque Heredia S	A11-022, A11-025, A11-026
Luque Japón L	A12-119, A12-175
Luquero Llopis N	A2-016, A12-094, A12-096, A12-113, A12-193, A13-035, A13-038
Macías Domínguez MT	A8-008
Macías J	A12-176
Macías Jaén J	A2-055, A12-177
Macías MT	A9-006

Macías Verde D	A12-083
Macías-Verde D	A12-174
Madan Rodríguez C	A12-119, A12-175
Madan-Rodríguez C	A12-174
Madrid García G	A3-016
Maestú C	A6-005
Maestú F	A6-005
Maldonado Suárez A	A13-028
Manchado de Sola F	A12-196, A12-200
Manjón G	A2-022, A11-001
Mantero J,	A2-022, A11-001, A11-012
Manzano Martínez F	A2-011
Mañeru Cámara F	A12-105
Mañeru Cámara F	A12-105, A12-144, A12-157, A13-039, A14-048, A14-052
Marchena González P	A2-057, A2-060
Marco Arbolí, M	A3-010, A3-019
Marco M	A3-020
Marco-Blancas N	A12-197
Marcos Jiménez F	A12-126
Marijuan MJ	A9-003
Marín Peinado B	A14-036
Mariño A	A12-090, A12-184, A12-185, A12-186
Maroto Genover A	A3-015
Márquez Fernández JL	A8-001
Márquez JL	A8-005, A10-001
Márquez P JF	A12-169
Martí Asenjo J	A12-083, A12-119, A12-175
Martí B	A13-032
Martí-Asenjo J	A12-174
Martí-Climent JM	A2-056, A13-002
Martín Albina ML	A12-105, A12-144, A14-048, A14-052
Martín de Vidales C	A12-006
Martín Delgado J	A11-014
Martín García R	A2-012
Martín Gonzalez T	A12-089, A12-118, A12-141
Martín González T	A13-018, A13-034
Martín JD	A2-028
Martín JE	A11-013
Martín L	A8-003
Martín Martín G	A12-137, A12-146, A12-149
Martín Matarranz JL	A11-021
Martín Oliva R	A12-083, A12-119, A12-175
Martín Rincón C	A12-037, A12-038, A12-039, A12-040, A12-045, A12-050, A12-057, A12-059, A12-129, A14-032, A14-037
Martínez Ortega J	A13-030
Martínez de la Cuesta A	A13-039
Martínez Gómez LC	A2-033, A14-050
Martínez Indar L	A12-019
Martínez Jurado T	A2-021
Martínez Mirallas O	A13-005, A13-040, A14-005
Martínez Mirallas O	A3-006
Martínez Ortega J	A12-010, A12-055, A12-079
Martínez Ovalle SA	A16-003
Martínez Pascual MA	A6-001
Martínez Ramírez I	A14-044
Martínez Rodríguez D	A12-180, A12-191
Martínez Rojas JA	A14-024
Martínez-Luna R	A12-147
Martín-Oliva R	A12-174
Martín-Palanca A	A14-019
Martín-Viera Cueto JA	A2-037, A12-123, A12-130, A12-179, A14-027
Marugán Tovar I	A11-022, A11-025, A11-026
Mas Muñoz I	A2-044, A14-035
Massiot P	A3-020
Masso Odriozola A	A14-039
Mata Colodro F	A11-023, A12-001, A12-002, A12-003, A12-007, A12-017, A12-018, A12-022, A12-046, A14-055
Mateo Pérez C	A12-133
Mateo Rodríguez B	A12-160, A12-161, A12-165
Mateos Giménez J	A12-022
Mateos JC	A16-015
Mateos Salvador P	A12-061, A12-189, A14-028, A14-029
Mauricio CLP	A4-003
Mayo Nogueira P	A3-012, A14-036
Medina Gironzini E	A17-001
Medrano González de Prado JC	A12-072
Mejuto Mendieta M	A2-003
Melchor Iñiguez M	A12-029, A12-180, A12-191, A14-036
Melgar Pérez J	A13-019, A13-023
Méndez R	A2-042, A2-043, A8-005
Méndez Villafañe R	A16-006
Mendigueren Santiago MA	A12-084
Mendiguren MA	A12-054
Mengual Gil MA	A12-085, A12-086, A12-087, A12-088, A16-010, A16-012, A12-013
Mera Iglesias M	A1-003
Mera M	A15-004
Merino Gestoso JA	A12-166
Mestre de Juan V	A2-013
Mestre Fusco A	A13-001
Milanes Gaillet AI	A2-033, A12-095, A12-116, A14-050
Millán Armengol AP	A3-004

Millán Cebrián E	A12-014, A12-030, A12-044, A14-003, A14-054, A16-002
Millán Cebrián PE	A3-004
Mínguez F	A6-002
Miñambres Moro A	A2-024, A2-027, A3-011, A12-070, A12-071, A12-122, A12-128, A13-031, A14-015, A14-017
Miquelez Alonso S	A12-105, A12-144, A12-157, A13-039, A14-048, A14-052
Miras del Río C	A16-018
Miras del Río H	A2-009, A16-018, A16-019
Miras H	A12-176
Modolell Farré I	A12-108
Möebius S	A3-020
Molina López MY	A12-078, A12-079, A12-126, A12-127, A13-028
Monroy Antón JL	A3-007, A12-029
Montaña M	A7-006, A11-005
Montejo A	A12-054
Montejo Arteché A	A12-084
Montero Perea E	A12-172, A12-194
Montero Prieto M	A10-002
Montes Fuentes C	A13-005, A13-009, A13-010, A13-013, A13-014, A13-015, A13-040, A14-010, A14-032, A14-037
Montoro A	A1-002
Montoro Pastor A	A3-013
Montoya Carrilo I	A12-042
Mora Cañadas JC	A7-005
Mora JC	A8-007
Mora Meléndez R	A12-114, A12-199, A13-024
Moral Sánchez SC	A12-171
Moraleda M	A2-002, A2-006
Morales Cabrera V	A14-001
Morales Marco JC	A12-100, A12-103, A12-107, A12-109
Morant JJ	A2-038
Moreno Baltà V	A7-002, A7-004
Moreno López J	A13-037
Moreno Reyes JC	A2-055, A12-168, A12-176, A12-177
Moreno Rodríguez F	A14-019
Moreno S	A14-020
Moreno Sáiz C	A6-004, A12-115, A12-130, A12-131, A14-019, A14-027
Moreno Sánchez T	A14-019
Moreno-Torres M	A2-050, A2-052, A12-147
Morillo M	A6-003
Moris Pablos R	A12-158
Moris R	A12-152, A12-155
Mosqueda F	A11-012
Mosquera Sueiro J	A12-009, A13-003, A13-004, A14-004, A14-051
Mota F	A16-001
Mucientes Rasilla J	A13-006
Muñoz A	A12-077
Muñoz Carmona DM	A12-200
Muñoz Garzon V	A1-003
Muñoz J	A14-001
Muñoz Miguelañez T	A12-058
Muñoz Montplet C	A3-015, A12-106, A13-036
Muñoz V	A15-004
Muñoz-Serrano A	A11-002
Mut Dólera A	A12-098
Navarro Amaro JF	A2-019, A2-040
Navarro Bergadá A	A12-029
Navarro Bravo T	A2-012, A2-019, A2-040
Navarro Guirado F	A2-049, A6-004, A12-115, A12-179, A14-027
Navarro JF	A2-006
Navarro N	A9-002, A9-003, A10-001, A11-004, A11-018
Navarro Navalón E	A2-060
Navas Menchén C	A2-060
Nebot P	A6-002, A6-003, A12-142
Nieto Regueira I	A1-003
Nogales JM	A14-030
Nogueira P	A2-040
Noguerales C	A9-002, A11-018
Nolasco AV	A2-054
Núñez – Lagos Roglá R	A7-007
Núñez L	A12-077, A12-163
Núñez Martín L	A13-006, A13-030, A14-024
Núñez Martínez LMR	A14-047
Núñez Martínez R	A12-198
O'Donnell Torroba P	A17-003
Obradors Campos D	A3-019
Ochagavía Galilea V	A1-003
Olasolo Alonso J	A12-105, A12-144, A12-157, A13-039, A14-048, A14-052
Olaya Dávila H	A16-003
Oliás M	A11-013
Olivares S	A12-076
Oliver J	A12-026
Onsés Segarra A	A2-014
Ontalba Salamanca MA	A2-004
Ordiales JM	A2-058, A2-059, A11-034, A14-030
Ordóñez J	A12-152, A12-155
Ordóñez Márquez J	A12-158, A12-162
Orellana Salas A	A13-019, A13-023
Ortega Cantos E	A14-027
Ortega Martín I	A12-081
Ortega Pardina P	A12-014, A12-030, A12-044, A14-002, A14-003, A14-054, A16-002
Ortega X	A2-053

Ortiz de Zárate Vivanco R	A2-005, A12-015, A12-016, A12-019, A12-121, A12-153, A12-190
Ortiz Gandia MI	A9-003
Ortiz Lora A	A16-019
Ortiz M	A12-176
Ortiz MI	A11-018
Ortiz MT	A8-002, A8-004, A11-004
Ortiz Ramis T	A3-002, A9-001
Ortiz Seidel M	A12-172, A12-173, A12-194
Ortiz T	A9-003
Ortiz Trujillo D	A2-030
Osorio Ceballos JL	A12-120, A12-139
Ossola Lentati GA	A12-041
Otal Palacín A	A12-105, A12-144, A12-157, A13-039, A14-048, A14-052
Otero Martínez C	A12-009, A13-003, A13-004, A14-004, A14-051
Ovejero MC	A12-198
Pacheco Baldor MT	A12-084
Pacheco MT	A12-054
Paíno Belarrinaga CL	A6-001
Palermo I	A16-001
Pallerol Pinzano RM	A14-008
Palma Copete J	A2-013, A2-023
Palomo Linares R	A12-042, A12-056, A12-074, A12-101, A12-143, A12-145, A12-150
Pamós Navas JL	A13-041
Pamos Ureña M	A2-049, A2-051, A3-014, A12-138, A12-140, A14-041, A14-042
Parages C	A11-028
Pardo Benavente JM	A8-009
Pardo Pérez E	A12-078, A12-079, A12-126, A12-127, A13-028
Parra Osorio V	A2-037, A6-004, A12-123, A12-131, A14-027
Parreño Romeu L	A12-151
Pastor i Sanchis V	A12-047, A12-098
Pastor Peidró J	A12-135, A12-151, A12-195
Pastor Vega JM	A14-019
Pavía J	A13-032
Payeras J	A11-017, A11-020
Pazos Álvarez A	A2-010
Pazyi V	A13-020
Pedraza Gutiérrez S	A3-015
Pedro A	A12-075, A12-076
Peinado Zamora AB	A14-034, A14-046
Pellejero Pellejero S	A12-105, A12-144, A12-157, A13-039, A14-048, A14-052
Penedo Cobos JM	A2-025, A12-091, A12-097
Pera Cegarra O	A13-001, A14-001
Perales Molina A	A12-168, A12-176
Pereira Ferradas L	A1-003
Pereira-Barbeiro AR	A16-009, A16-015, A16-021
Pérez Álvarez ME	A12-038, A12-039, A12-040, A12-045, A12-050, A12-057, A12-059, A12-129, A13-013, A13-014, A13-015, A14-010, A14-032, A14-037
Pérez Arangüena R	A14-024
Pérez Azorín JF	A2-005, A12-015, A12-016, A12-019, A12-043, A12-121, A12-153, A12-190
Pérez B	A2-006
Pérez Calatayud J	A12-011, A12-013, A12-031, A12-042, A12-056, A12-073, A12-074, A12-101, A12-110, A12-143, A12-145, A12-150, A12-202
Pérez Casas AM	A12-091
Pérez del Villar L	A2-003
Pérez Echagüen S	A12-041
Pérez Fernández M	A12-082
Pérez Fonseca A	A2-030
Pérez González L	A12-004, A12-006, A12-036
Pérez González MA	A2-011
Pérez J	A1-002
Pérez JM	A2-043
Pérez López B	A2-019, A2-040
Pérez López M	A11-014
Pérez Marín C	A7-007
Perez Martínez M	A14-019, A14-020
Pérez Molina JL	A12-083
Pérez Moreno JM	A2-024, A2-027, A3-011, A12-070, A12-071, A12-122, A12-128, A13-031, A14-015, A14-017
Pérez Sánchez D	A11-030
Pérez Vara C	A12-020, A12-021, A12-027, A12-028
Pérez Vega-Leal A	A12-198
Pérez-Alija J	A12-075, A12-076
Pérez-Calatayud J	A12-011, A12-013, A12-110, A12-143, A12-202
Pérez-Cejuela P	A8-001, A8-003, A8-005, A10-001
Pérez-Montoyo H	A15-001, A15-002, A15-003
Pérez-Moreno SM	A11-011
Perucha Ortega M	A12-012, A12-160, A12-161, A12-165
Peteiro Vilaseco E	A2-034
Peyres Medina V	A2-003
Picon Ch C	A12-169
Picón Olmos C	A2-014, A2-108, A3-003
Piedecausa García B	A7-001
Piñarre Martínez X	A3-005, A14-024, A14-040
Piñarré X	A14-030
Pina Zapardiel R	A8-008
Pinilla JL	A8-004
Pino L	A6-002
Pino León C	A12-051, A12-052, A12-092, A14-039
Pino Sorroche F	A13-029
Pinto Monedero M	A3-005, A12-010, A12-033, A12-055, A12-117
Pizarro Ariza MT	A12-141
Pizarro Trigo F	A1-001, A14-047
Planes Meseguer DJ	A12-062, A12-063, A12-064

Planes X	A13-032
Plaza Aparicio R	A12-111, A13-035, A13-038
Pola A	A2-002, A2-062
Pola A	A14-020
Polo Cezón R	A12-023, A12-125
Polo Rubio A	A12-162
Pombar Cameán M	A12-009, A13-003, A13-004, A14-004, A14-051
Poncet M	A12-090, A12-184, A12-185, A12-186
Pons Mocholi S	A2-013
Pons Pons F	A3-003
Pont Vallès J	A3-015
Portas Ferradás BC	A12-166
Portugal LM	A7-008
Prados Losa R	A12-137
Pressello MC	A2-062
Prezado Alonso Y	A12-005
Prezado Y	A12-196
Prieto D	A12-152, A12-155, A13-025, A13-026
Prieto E	A2-041
Prieto E	A13-002
Prieto Morán D	A12-158
Prieto Villacorta M	A12-020, A12-021, A12-027, A12-028
Propin Recio A	A8-009
Puchades Puchades V	A11-023, A12-001, A12-002, A12-003, A12-007, A12-017, A12-018, A12-022, A12-046, A14-055
Puchal Añe R	A13-012, A13-016
Puchal R	A13-007
Puértolas Hernández JR	A12-051, A12-052, A12-092, A14-039
Pujades Claumarchirant MC	A12-042, A12-055, A12-074, A12-101, A12-143, A12-145, A12-150
Pujades MC	A12-202
Pujol L	A11-017, A11-020
Pujol Teres L	A2-061
Pulido J	A9-006
Puxeu Vaqué J	A2-014
Quera Jordana J	A13-001, A14-001
Quintana Paz A	A12-055
Quiñones J	A8-002, A8-003, A8-005, A9-002, A11-004
Quiñones Rodríguez LA	A12-114, A12-192, A13-024, A14-045
Quirós Higuera JD	A12-031
Quirós-Higuera JQ	A12-197
Raba Díez JI	A12-084
Raba JI	A12-054
Rafecas M	A12-026
Ramírez García R	A17-003
Ramírez Lasanta R	A13-005, A13-040
Ramírez ML	A11-019
Ramírez Ros JC	A2-049, A2-051, A3-014, A12-138, A12-140, A14-041, A14-042
Ramos Amores D	A11-023, A12-001, A12-002, A12-003, A12-007, A12-017, A12-018, A12-022, A12-046, A14-055
Ramos Caballero LJ	A12-114, A12-192, A13-024, A14-038, A14-045
Ramos García LI	A2-005, A12-015, A12-043, A12-121, A12-190
Ramos L	A11-021
Ramos Pacho JA	A13-005, A13-010, A13-013, A13-014, A13-015, A14-010, A14-032, A14-037
Ramos Pacho JA	A12-037, A12-038, A12-039, A12-040, A12-045, A12-050, A12-057, A12-059, A12-129
Ramos Salvador L	A11-022, A11-025, A11-026
Raya Hidalgo P	A2-026
Real Gallego A	A11-031
Redondo Miguel AB	A13-030
Regueiro Otero C	A12-010
Reinado D	A12-136, A12-142
Rey C	A11-021
Rey del Castillo C	A11-022, A11-025, A11-026
Rey N	A13-021
Reyes Caballero F	A16-003
Reyes García A	A12-200
Reyes García R	A2-048, A13-022
Reynés Llompert G	A12-108, A13-007, A13-012, A13-016
Ribas Morales M	A2-021, A3-003, A14-008
Ribeiro da Silva C	A4-003
Ribes Llopis L	A3-007
Richart J	A12-110
Richart Sancho J	A12-101, A12-150
Richter JA	A13-002
Ricós B	A12-136
Riesgo R	A11-008
Rincón Pérez M	A2-025, A12-091
Ripol Valentín O	A12-089
Rivard MJ	A12-011, A12-073
Rivas Ballarín MA	A14-002, A14-003, A14-036, A14-054
Rivas Goset A	A8-009
Rivas I,	A7-003
Robayna Duque BE	A12-201
Robles Atienza B	A7-005, A11-033
Robles B	A8-007
Roch González M	A12-004, A12-036, A14-006, A14-018, A14-056
Rodenas Escrivá F	A14-036
Rodríguez A	A11-008
Rodríguez Alarcón C	A2-045, A12-012, A12-134, A12-148, A12-164
Rodríguez Alfonso B	A13-006
Rodríguez C	A12-167
Rodríguez Castillo M	A14-053

Rodríguez Castillo MF	A17-002
Rodríguez Checa M	A12-025
Rodríguez Checa M	A13-027, A14-007
Rodríguez Cobo C	A3-005, A12-055, A14-040
Rodríguez Gómez MA	A9-004, A9-005
Rodríguez Jiménez R	A2-039, A2-047
Rodríguez Latorre D	A2-021
Rodríguez López B	A12-061, A12-189, A14-028
Rodríguez López B	
Rodríguez M	
Rodríguez M	A11-019, A14-020
Rodríguez Martín G	A12-004, A12-006, A12-036, A14-006, A14-018, A14-056
Rodríguez Meijide P	A12-158
Rodríguez P	A12-152, A12-155, A13-025, A13-026
Rodríguez Perestelo N	A11-006, A11-010, A11-014
Rodríguez Pérez A	A12-149
Rodríguez Perulero A	A2-004
Rodríguez Rodríguez C	A12-137, A12-146, A12-149
Rodríguez Romero R	A12-033, A12-053, A12-055, A12-072, A12-117
Rodríguez S	A12-110
Rodríguez-Fraile M	A13-002
Rodríguez-Patrón	
Rodríguez R	A12-162
Roig Costa M	A2-001
Roig M	A2-053
Roig Petit F	A2-013
Roldán Arjona JM	A17-002
Román Collado JR	A14-053
Romera I	A13-032
Romero AM	A2-002
Romero C	A3-018, A6-002, A6-003, A12-142, A15-001, A15-002, A15-003
Romero Gutiérrez AM	A2-039, A2-047
Romero MA	A14-030
Ros D	A13-032
Rosa Menéndez P	A12-166
Rosado J	A13-020
Rosales F	A14-019, A14-030
Roselló Ferrando J	A12-151, A12-195, A12-132, A12-135, A13-033, A13-141
Roselló J	A12-112, A12-142
Rot San Juan MJ	A2-033, A14-050
Rovira JJ	A14-030
Rozas Guinea S	A7-007
Rubí S	A13-032
Rubio Arroniz A	A12-105
Rubio Arroniz A	A14-048, A14-052
Rubio Arróniz T	A12-157
Rubio Rubio F	A14-053
Ruiz A	A11-019
Ruiz Cruces R	A14-019, A14-020
Ruiz Egea E	A12-083, A12-119
Ruiz Galán G	A13-027
Ruiz Guijarro JA	A13-009
Ruiz López MA	A2-049, A2-051, A3-014, A12-138, A12-140, A14-041, A14-042
Ruiz Manzano P	A14-002, A14-003, A14-036, A14-054
Ruiz Maqueda S	A12-078, A12-079, A12-126, A12-127, A13-028
Ruiz Martín J	A3-005
Ruiz Martínez A	A2-021, A14-008
Ruiz Morales C	A12-081, A14-011, A14-012, A16-008
Ruiz Muñoz-Canela JJ	A14-019
Ruiz Pomar J	A12-141
Ruiz Rodríguez JC	A2-013
Ruiz Sáiz B	A12-019
Ruiz-Arrebola S	A2-050, A2-052, A12-147, A16-016
Sáez Beltrán F	A12-093, A12-154
Sáez Beltrán M	A12-038, A12-039, A12-040, A12-045, A12-050, A12-057, A12-059, A12-129, A12-154, A13-013, A13-014, A13-015, A14-010
Sáez JC	A8-003
Sáez JR	A14-030
Salas A	A11-002
Salas Buzón MC	A12-114
Salas Collantes R	A11-022, A11-025, A11-026
Salas R	A11-021
Saldaña Gutiérrez P	A13-029
Salguero FJ	A16-021
Salvadó Artells M	A14-049
Salvadó M	A2-038, A2-041
Salvador Gomez F	A1-003
Salvador R	A3-018, A6-002, A6-003, A12-142, A15-001, A15-002, A15-003
Samper Ots P	A12-048, A12-099, A12-102, A12-104
Sánchez R	A14-023
Sánchez A	A9-006
Sánchez C	A11-028
Sanchez Carmona G	A2-029, A2-035, A2-048, A12-012, A12-134, A13-022
Sánchez Carrascal M	A12-083, A12-119, A12-175
Sánchez Casanueva R	A12-162, A14-019
Sánchez Fernández L	A9-005
Sánchez Fernández R	A9-005
Sánchez García M	A12-009
Sánchez García M	A13-003, A13-004, A14-004, A14-051
Sánchez J	A12-054
Sánchez Jiménez E	A12-065, A12-066, A12-067, A12-068

Sánchez Jiménez J	A14-047
Sánchez Jurado R	A13-033, A13-041
Sánchez Jurado R	A12-195
Sánchez K	A12-152, A12-155, A13-025, A13-026
Sánchez Mazón J	A12-084
Sánchez Merino G	A13-018, A13-034
Sánchez Merino G	A12-089, A12-118
Sanchez Montero R	A14-024
Sánchez Muñoz F	A13-038
Sánchez Muñoz FJ	A2-044, A12-094, A14-035
Sánchez Noriega K	A12-158
Sanchez Reyes A	A12-181, A12-034
Sánchez RM	A2-046, A14-030
Sánchez Rubio P	A12-033, A12-053, A12-055, A12-072, A12-117
Sánchez Segovia J	A12-200
Sánchez-Carrascal M	A12-174
Sanchez-Doblado F	A2-062
Sánchez-Reyes A	A12-008, A12-032, A12-065, A12-066, A12-067, A12-068, A12-069
Sanchis E	A2-028
Sancho Kolster I	A2-014, A12-108
Sangro B	A13-002
Sansaloni F	A2-043
Sansaloni Florit F	A16-017
Santaella Y	A13-023
Santa-Olalla I	A12-008, A12-032
Santos AI	A2-017, A2-018
Santos FJ	A11-009
Santos M	A12-110
Santos-Serra A	A12-197
Sanz Alduán MT	A4-002, A11-025
Sanz Freire CJ	A3-006, A12-041, A13-005, A13-040, A14-005
Sanz J	A16-001
Sanz MB	A8-006
Sastre G	A9-006
Saus-Mas J	A15-003
Schimitberger T	A2-054
Sebastià Fabregat N	A3-013
Seguro Fernández A	A12-114, A12-199, A13-024, A14-038
Sempau J	A2-046, A14-023
Sempau Roma J	A12-082
Sendón del Río JR	A12-023, A12-024, A12-125
Seoane Ramallo A	A3-003
Serna Berná A	A11-023, A12-001, A12-002, A12-003, A12-007, A12-017, A12-018, A12-022, A12-046, A14-055
Serra Arbeloa P	A13-039
Serrada Hierro A	A2-015, A2-016, A2-044, A12-094, A12-096, A12-111, A12-113, A12-193, A13-035, A13-038, A14-035
Serrano A	A12-112
Serrano Calvo E	A2-057
Serrano I	A7-006, A11-005
Setoain X	A13-032
Sierra Díaz F	A12-025, A13-027, A14-007
Sierra I	A2-031, A2-036
Silva HLR	A4-003
Silva MC	A12-090, A12-184, A12-185, A12-186
Simancas F	A2-050
Socorro García G	A9-004
Solaz C	A12-026
Soler Catalán P	A12-100, A12-103, A12-107, A12-109
Soler MM	A14-019, A14-030
Soler Tortosa M	A12-029
Solera C	A12-112
Solera Moscardó C	A13-041
Sollet Sañudo E	A2-057
Soria Ruiz-Ogarrio L	A14-040
Soriano Cruz A	A2-023
Soriano del Castillo JM	A1-002, A3-013
Soriano JL	A6-002
Soto M	A12-090, A12-184, A12-185, A12-186
Soto Prados P	A12-157, A14-048, A14-052
Sotoca Ruiz A	A12-149
Souza-Santos D	A4-003
Sterling Carmona A	A11-022, A11-025, A11-026
Suárez JA	A8-006, A9-003
Suárez Navarro MJ	A2-061
Tamames E	A14-014
Tato de las Cuevas F	A12-124
Teijeira García M	A1-001
Tejada (San Juan) S	A3-006, A13-005, A13-040, A14-005
Tent Petrus J	A11-016
Terrón JA	A2-062
Terrón León JA	A12-168, A12-176, A16-019
Tobarra González BM	A3-016, A12-081, A14-011, A14-012, A16-008
Toll Escobedo A	A2-001
Toquero Ramos J	A14-040
Tornero-López AM	A2-050, A2-052, A12-147, A16-016
Torre J	A8-003
Torres Cabrera R	A14-021, A14-026
Torres Donaire J	A3-017, A14-046, A16-011
Torres Escobar JJ	A12-004, A12-006, A12-036
Torres Espallardo I	A12-026
Torres Olombrada MV	A12-146

Torres Pozas S	A12-083, A12-119, A12-174, A12-175
Tortosa Oliver RA	A12-100, A12-103, A12-107, A12-109
Tortosa R	A12-136
Triana G	A12-090, A12-184, A12-185, A12-186
Trillo Ruiz MA	A6-001
Trinidad JA	A8-006
Tripero Oter J	A12-067
Trovato M	A12-026
Trueba Alonso C	A11-030, A11-033
Trueba Garayo I	A2-005, A12-015, A12-016, A12-019, A12-121, A12-153
Turak O	A14-016
Úbeda Maeso A	A6-001
Ureba A	A16-009, A16-015, A16-021
Ureña Llinares A	A12-114, A12-199, A13-024, A14-045
Urraca de la Serna JM	A12-051
Usera F	A9-006
Valencia Corrales D	A2-004
Vallés I	A7-006, A11-005
Valverde J	A14-009
Vano E	A2-046, A14-030
Vañó E	A14-019, A14-023
Vaquero Abellán M	A2-026
Vasco Vargas J	A2-004
Vázquez Galiñanes A	A12-041
Vázquez JA	A12-054
Vázquez M	A2-059
Vázquez Rodríguez JA	A12-084
Vázquez Varela P	A12-166
Vázquez Vázquez R	A12-009, A13-003, A13-004, A14-004, A14-051
Veiras Lens M	A12-141
Velásquez M	A13-011
Velázquez Miranda S	A12-133, A12-172, A12-173, A12-194, A16-015
Veldkamp WJH	A14-043
Vera Sánchez JA	A3-016, A16-008
Verde Velasco JM	A13-010
	A12-037, A12-038, A12-039, A12-040, A12-045, A12-050, A12-057, A12-059, A12-129, A13-009, A13-010, A13-013, A13-014, A13-015, A13-040, A14-010, A14-032, A14-037
Verdú Martín GJ	A3-012, A14-036
Viana Bittencourt R	A4-003
Vicedo González A	A12-112, A12-132, A12-135, A12-151, A12-195, A13-033, A13-041
Vicent D	A12-167
Vicent Granado D	A2-029, A2-035, A2-045, A12-012, A12-133, A12-134, A12-148, A12-164
Vico A	A9-002, A10-001
Vico AM	A8-003
Vico Ocón A	A8-001
Vidueira L	A12-183
Vijande Asenjo J	A12-013
Vijande J	A12-011, A12-073, A12-202
Vilanova Busquets JC	A3-015
Vilches M	A2-052, A12-147
Vilches Pacheco M	A12-196
Villa Gazulla D	A12-014, A12-030, A12-044, A14-002, A14-003, A16-002
Villaescusa Blanca JI	A3-013, A14-036
Villaescusa JI	A1-002
Villafana O	A11-034
Villalobos M	A16-016
Vrba T	A2-040
Yagüe L	A8-003, A9-002, A9-003, A10-001, A11-004, A11-018
Yáñez-López D	A12-174
Yanowsky K	A12-162
Yllera de Llano A	A11-007
Zaballos Carrera S	A1-001
Zapata Jiménez JC	A3-017, A14-034, A14-046
Zapata L	A13-011
Zapatero Laborda A	A12-006, A12-036
Zaragoza FJ	A14-023
Zarza-Moreno M	A16-004
Zucca Aparicio D	A2-024, A2-027, A3-011, A12-070, A12-071, A12-122, A12-128, A13-031, A14-015, A14-017



SEGURIDAD Y GARANTÍA DE CALIDAD EN LOS AVANCES TECNOLÓGICOS
DE FÍSICA MÉDICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA