

ISSN 1576-6632

revista de

FÍSICA MÉDICA

num.
1

vol.
19

año
2018

publicación oficial de la sefm
bajo el auspicio de la efomp

imagine

...el doble de láminas al doble de velocidad



Con Agility™, esto es realidad.

El MLC más avanzado para la radioterapia actual, Elekta Agility esculpe con precisión la radiación gracias a 160 láminas de gran resolución en un campo de 40 cm × 40 cm. Con capacidad de gestionar el abanico de terapias más amplio, Agility también dispone de un movimiento de lámina ultrarrápido, con una fuga extraordinariamente baja para maximizar el potencial de técnicas avanzadas tales como SRS (sistema de radiocirugía estereotáctica), SRT (sistema de radioterapia estereotáctica) y VMAT (arcoterapia modulada volumétrica).

La licencia de Agility no se comercializa en todos los mercados. Para obtener más información, póngase en contacto con el representante local de Elekta.

4513 371 0993 03:12



Experience the Elekta Difference
Más información en: elekta.com/imagine





www.sefm.es/revistafisicamedica/

Director

José Antonio Terrón León

Editora

Coral Bodineau Gil

Editores asociados

Julio Almansa López

Francisco Clemente Gutierrez

Diego García Pinto

José Luis Contreras González

Julia Garayoa Roca

Luis Isaac Ramos García

Ruth Rodríguez Romero

Jesús Cortés Rodicio

María Asunción Ruiz López

Vocal de la SEFM

Daniel Zucca Aparicio

Comisión científica

Facundo Ballester Pallarés

Edita:



www.auladoc.com

Publicación de 2 números al año: mayo y noviembre

Suscripción individual (anual: 30 €). Suscripción instituciones (anual: 60 €).

D Legal: M-28926-2000. ISSN 1576-6632.

Copyright de los textos originales 2017. Reservados todos los derechos. Ninguna parte de esta publicación puede ser reproducida, transmitida en ninguna forma o medio alguno, electrónico o mecánico, incluyendo fotocopias, grabaciones o cualquier sistema de recuperación de almacenaje de información, sin la autorización por escrito de los titulares del Copyright.

Dirección de correo electrónico de la revista: revistafisicamedica@crein.com

Secretaría Técnica SEFM
Plaza Alqueria de la Culla, 4. Oficina 804
46910 Alfafar (Valencia)
Tel. 960 11 06 54
e-mail: secretaria@sefm.es



Junta Directiva de la SEFM

Presidenta

María Luisa Chapel Gómez

Vicepresidenta

Mercè Beltrán Vilagrasa

Secretaria

Naiara Fuentemilla Urio

Tesorero

Sergio Lozares Cordero

Vocales

Daniel Zucca Aparicio

Víctor González Pérez

Juan Castro Novais

Beatriz Mateo Rodríguez

Comisión deontológica e institucional

Presidente

Miguel Pombar Cameán
miguel.pombar.camean@sergas.es

Diego Burgos Trujillo
María Luisa España López
María Amparo Iborra Oquendo
Anastasio Rubio Arroniz
Bonifacio Tobarra González

Comisión Científica

Presidente

Facundo Ballester Pallarés
facundo.ballester@uv.es

Manuel Buades Forner
Pablo Carrasco de Fez
Faustino Gómez Rodríguez
Antonio M. Lallena Rojo
Josep M. Martí Climent
Carlos Montes Fuentes
Juan José Morant Echevarne
José Pérez Calatayud
César Rodríguez Rodríguez
Consultor: Antonio Brosed Serreta

Comisión de Docencia

Presidenta

Cristina Picón Olmos
comision_docencia@sefm.es

Esther Angulo Paín
Mercè Beltrán Vilagrasa
Eduardo Guibelalde del Castillo
Santiago Miquélez Alonso
Eduardo Pardo Pérez

Representantes

Miembros de IOMP

María Luisa Chapel Gómez, *Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria (Santa Cruz de Tenerife)*

Mercè Beltrán Vilagrasa, *Hospital Universitari Vall d'Hebron (Barcelona)*

Juan Castro Novais, *Hospital Universitario Quirón Salud (Madrid)*

Delegados de EFOMP

Miguel Ángel de la Casa de Julián, *Hospital Universitario HM Sanchinarro (Madrid)*

Eduardo Pardo Pérez, *Hospital Lucus Augusti (Lugo)*

Josep Puxeu Vaqué, *Hospital Universitari Sant Joan (Reus)*

Miembros de IHE

Julio Almansa López, *Hospital Universitario Virgen de las Nieves (Granada)*

Representantes en ESTRO

Antonio López Medina, *Hospital do Meixoeiro (Vigo)*

Suplente

Juan López Tarjuelo, *Hospital Provincial de Castellón (Castellón)*

Representante en el Colegio Oficial de Físicos

Rafael García Mollá, *Hospital Clínico de Valencia (Valencia)*



SIEMENS



Small cells don't have to lead to big problems.

Siemens answers help doctors detect diseases earlier, saving costs and extending lives.

When diseases are caught early, they make less of an impact on everyone. That's because a large majority of today's healthcare costs go toward treating the late stages of diseases like cancer and heart disease. With Siemens advanced diagnostic technology, doctors

can accurately identify these killers earlier. So patients get the treatment they need sooner. Which helps save lives and cuts costs. Wherever there are tough health-care questions, we're answering them.

[siemens.com/answers](https://www.siemens.com/answers)

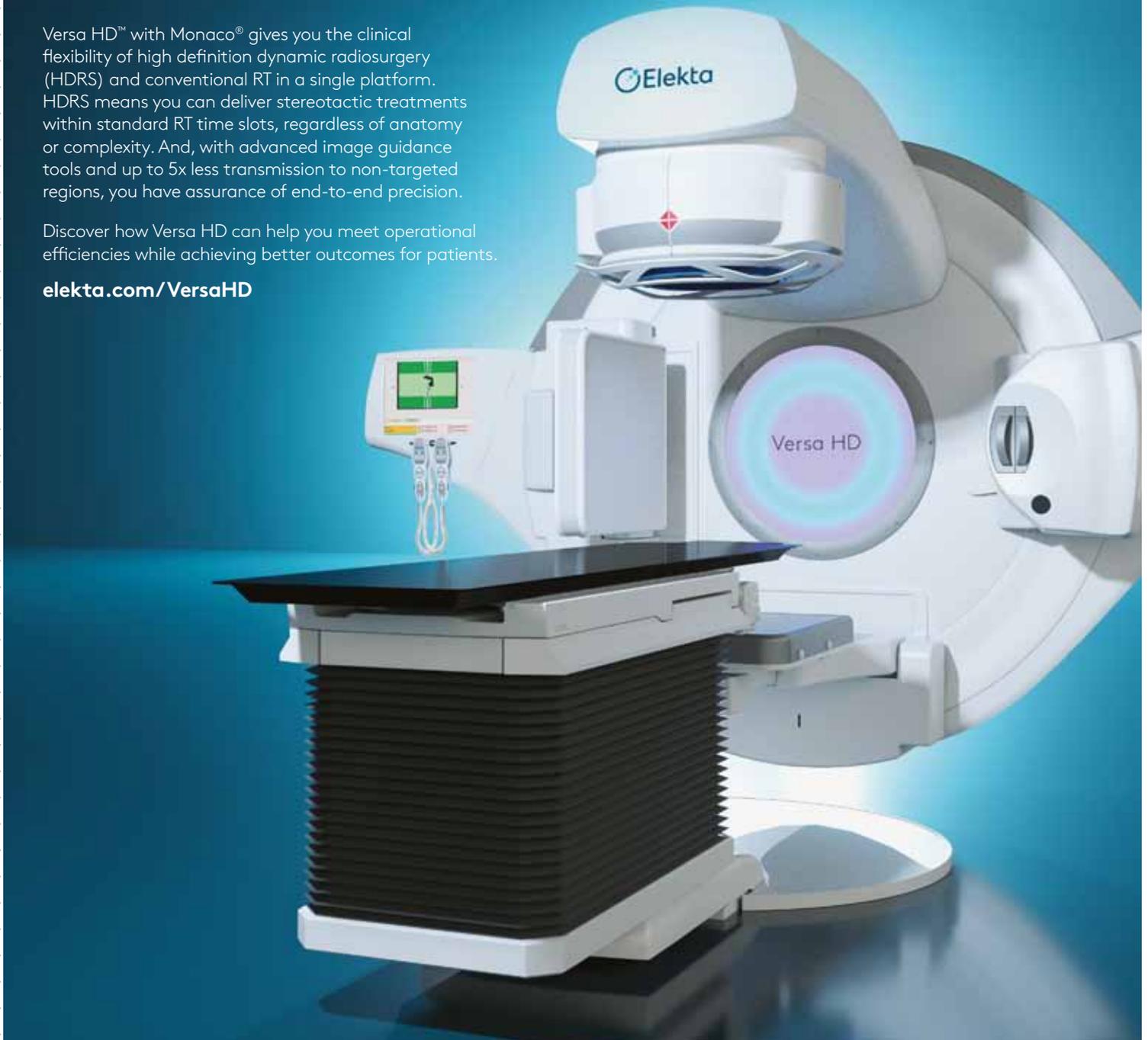
VersaHD.

Powered by high definition dynamic radiosurgery.

Versa HD™ with Monaco® gives you the clinical flexibility of high definition dynamic radiosurgery (HDRS) and conventional RT in a single platform. HDRS means you can deliver stereotactic treatments within standard RT time slots, regardless of anatomy or complexity. And, with advanced image guidance tools and up to 5x less transmission to non-targeted regions, you have assurance of end-to-end precision.

Discover how Versa HD can help you meet operational efficiencies while achieving better outcomes for patients.

elekta.com/VersaHD



Focus where it matters.

4513 371 1539 03.17

 Elekta

Grupos de trabajo SEFM

1. Dosimetría clínica en braquiterapia ginecológica de cérvix

Coordinador	José Pérez Calatayud, <i>perez_jos@gva.es</i> <i>Hospital Universitari i Politècnic La Fe</i>
Miembros del grupo	Rafael Colmenares Fernández, <i>Hospital Universitario Ramón y Cajal (Madrid)</i> Teresa García Martínez, <i>Hospital Universitario de la Ribera. Alzira (Valencia)</i> Antonio Herreros Martínez, <i>Hospital Clínic de Barcelona (Barcelona)</i> Santiago Pellejero Pellejero, <i>Complejo Hospitalario de Navarra (Pamplona)</i> José Richart Sancho, <i>Hospital Clínica Benidorm (Benidorm)</i> Ana María Tornero López, <i>Hospital Universitario de Gran Canaria Doctor Negrín (Las Palmas de GC)</i>

2. Evaluación y seguimiento del control de calidad en medicina nuclear

Coordinador	Carlos Montes Fuentes, <i>cmontes@saludcastillayleon.es</i> <i>Hospital Universitario de Salamanca (Salamanca)</i>
Miembros del grupo	David Álvarez Llorente, <i>Hospital Universitario Central de Asturias (Oviedo)</i> Cristina González Ruiz, <i>Hospital General Universitario Gregorio Marañón (Madrid)</i> Josep María Martí Climent, <i>Clínica Universitaria de Navarra (Pamplona)</i> José Antonio Terrón León, <i>Hospital Universitario Virgen de la Macarena (Sevilla)</i> Aurora Vicedo González, <i>Hospital General Universitario (Valencia)</i>

3. Tomosíntesis en mama (en colaboración con: SEPR, SEDIM)

Coordinadora	Margarita Chevalier del Rio, <i>chevalier@ucm.es</i> <i>Departamento de Radiología. Universidad Complutense de Madrid (Madrid)</i>
Miembros (por parte de la SEFM)	Manuel Buades Forner, <i>Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca (Murcia)</i> María Luisa Chapel Gómez, <i>Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria (Santa Cruz de Tenerife)</i> Oliver Díaz Montesdeoca, <i>Departamento de Visión por Computador y Robótica. Universidad de Girona (Girona)</i> Julia Garayoa Roca, <i>Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz (Madrid)</i> Santiago Miquélez Alonso, <i>Complejo Hospitalario de Navarra (Pamplona)</i> Teresa Montserrat Fuertes, <i>Hospital Universitario Central de Asturias (Oviedo)</i>

4. Pruebas de aceptación de equipos de diagnóstico por la imagen (en colaboración con: FENIN, SEPR, SERAM)

Miembros (por parte de la SEFM)	Rosa Gilarranz López, <i>Hospital Universitario 12 de Octubre (Madrid)</i> Fernando Sierra Díaz, <i>Hospital General Universitario Gregorio Marañón (Madrid)</i> José Luis Carrasco Rodríguez, <i>Hospital Universitario Virgen de la Victoria (Málaga)</i>
--	---

5. Hipertermia oncológica (en colaboración con: SEOR)

Miembro (por parte de la SEFM)	Félix Navarro Guirado, <i>Hospital Universitario Regional de Málaga (Málaga)</i>
---------------------------------------	--

6. Foro sanitario conjunto (en colaboración con: CSN, SEPR)

Miembros (por parte de la SEFM)

María Luisa Chapel Gómez, *Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria (Santa Cruz de Tenerife)*

Juan Castro Novais, *Hospital Universitario Quirón Salud (Madrid)*

Daniel Zucca Aparicio, *Hospital Universitario HM Sanchinarro (Madrid)*



Índice

Editorial	9
Artículos científicos	
Hipertermia oncológica profunda conformada provocada por campos electromagnéticos no ionizantes <i>Félix Navarro Guirado, Jorge Contreras Martínez, Álvaro Flores Sánchez</i>	11
Robustez radiobiológica y su influencia en la verificación pretratamiento de planes de IMRT <i>Alejandro Barranco López, Aznar León Palacios, Alejandro García Romero</i>	45
Radiación en Medicina: Aplicación para dispositivos Android <i>Zulima Aza Villarrubia, Carlos Ferrer Gracia, Rodrigo Plaza Núñez, Concepción Huertas Martínez, Rafael Plaza Aparicio, Antonio Serrada Hierro, Daniel Faro García</i>	55
Registro espacial de ventana múltiple en gammacámaras empleando un maniquí de linealidad espacial <i>Alejandro Prado Barragán, Francisco Rafael Lozano Martínez, Mario Leonor Yuste, Luis Carlos Martínez Gómez, María José Rot San Juan, Rosa Gilarranz Moreno</i>	60
Revisión de artículos	67
Reseñas de tesis doctorales	75
Novedades bibliográficas	87
Buzón de la SEFM	91
La Junta Directiva informa	97

FAST TREATMENT. FOCUSED DOSE. REVOLUTIONARY TECHNOLOGY.

LEARN HOW BRAINLAB IS SHIFTING THE PARADIGM IN THE TREATMENT
OF MULTIPLE METASTASES AT BRAINLAB.COM/BRAINMETS.



 **BRAINLAB**

©2015 Brainlab EL_AD_EN_ElementsAdBrainMets_Jan2015_Rev3
© Registered trademark of Brainlab AG in Germany and/or the US.

Editorial

La Revista de Física Médica, con este número, inicia su andadura digital en este 2018 esperando que sea tan fructífera como lo ha sido hasta ahora en papel, e incluso más si eso fuera posible. Ya en el número anterior se comunicó que este sería su formato exclusivo a partir de ahora. Todo esto supone enfrentarse a un nuevo reto ya que la comunicación y la difusión de la publicación será fundamental para que siga llegando a todos en este nuevo formato.

No es esta la única novedad que presentamos. La inclusión de una nueva sección en la que se incluyen las reseñas de tesis leídas recientemente, viene a completar la apuesta firme por la difusión de las actividades investigadoras de nuestros socios y especialistas. Confiamos en que sirva también como aliciente para todos nuestros lectores y potenciales autores, ofreciendo una ventana que muestre que es posible realizar trabajos, proyectos e investigación de calidad a pesar de las dificultades que nos podemos encontrar muchas veces en nuestro quehacer diario.

En este sentido, en este número se publican algunos trabajos que fueron presentados en el último Congreso. Desde el Comité de Redacción confiábamos en que el llamamiento que se hizo a los ponentes tuviera una mayor respuesta. Sabemos que elaborar un trabajo en el formato requerido puede llevar su tiempo, pero seguimos convencidos de que las contribuciones a los Congresos deberían ser la fuente natural de publicaciones en la revista, por lo que todavía esperamos recibir un mayor número de artículos. Continuaremos con nuestra labor de “animación” y en breve nos dirigiremos también a las Unidades Docentes ofreciéndoles la revista como medio para que los residentes se inicien en la escritura científica como parte importante de su formación.

Aprovechamos también para hacer un recordatorio del propósito de la Junta de Directiva de la SEFM por potenciar la revista con la modificación de su reglamento de concesión de becas y, en particular, por la oferta de una plaza para asistir

al Congreso de la RSNA 2018 en Chicago entre aquellos socios que envíen un artículo en el ámbito del Diagnóstico por Imagen a nuestra revista. Esto supone un aliciente más para usar nuestra revista como medio de comunicación de nuestros trabajos de investigación.

Entrando ya de lleno en el contenido de este número, seguimos recogiendo el fruto del esfuerzo de los grupos de trabajo de la Sociedad. En este caso el documento elaborado por el grupo de Hipertermia Oncológica, conjunto con la SEOR, recoge los aspectos básicos para conocer los fundamentos de esta técnica y su correcta aplicación. En los artículos científicos se recoge la presentación de una interesante aplicación de gran utilidad para que el público en general conozca algunos conceptos básicos del uso de las radiaciones ionizantes en el Diagnóstico por Imagen. Los otros dos artículos cubren dos de las áreas de trabajo habituales, uno del área de Radioterapia profundiza sobre el desarrollo de indicadores radiobiológicos y su relación con la verificación pretratamiento y el otro, en el área de Medicina Nuclear, nos propone una alternativa a la propuesta del Protocolo de Control de Calidad del equipamiento en MN, para la prueba de registro espacial de ventana múltiple, que aporta ahorro de tiempo en la adquisición y análisis de resultados de esta prueba.

En las secciones fijas ya hemos destacado la inclusión de un nuevo apartado donde se recogen reseñas de tesis doctorales, además de haber dado también entidad propia a la nueva sección que iniciamos en el número anterior sobre revisión de libros publicados. En este caso, uno de los autores, nos comenta el nuevo protocolo TRS483 de la IAEA y AAPM para la dosimetría de campos pequeños. La revisión de artículos, por otra parte, nos sigue mostrando cómo el trabajo de investigación que se realiza se va difundiendo más allá de nuestras fronteras.

Finalmente, al igual que hemos dado la bienvenida a nuevas secciones, también nos despedimos

en este caso de la sección *Junta Directiva informa* ya que la información aquí recogida puede llegar a los socios por otras vías más ágiles, lo que además permitirá centrar nuestra publicación en los aspectos científicos en consonancia con el formato de las revistas a las que esperamos poder compararnos en el futuro.

Este número, en definitiva, con los cambios que se recogen, es una muestra de la vida que tiene y que pretendemos dar a esta nuestra revista, adecuándola al entorno actual para que se pueda realizar de la mejor manera posible la función para la que fue concebida, con el apoyo de todos nuestros lectores y colaboradores.

Hipertermia oncológica profunda conformada provocada por campos electromagnéticos no ionizantes

Conformed deep oncologic hyperthermia caused by electromagnetic fields

Félix Navarro Guirado^{1,*}, Jorge Contreras Martínez², Álvaro Flores Sánchez³

¹ U.G.C. Radiofísica Hospitalaria del H.R.U.de Málaga.

² Grupo de Trabajo de Hipertermia Oncológica en SEOR.

³ GenesisCare.

Fecha de Recepción: 08/08/2017 - Fecha de Aceptación: 8/12/2017

En este artículo se revisan desde los fundamentos fisiológicos de la hipertermia oncológica hasta las guías de los procesos para asegurar la calidad en los tratamientos, pasando por los conocimientos necesarios para una correcta planificación, verificación y ejecución de los tratamientos. Los contenidos presentados son los imprescindibles para la comprensión y estudio crítico de los artículos científicos relacionados con la materia así como para la puesta en marcha y trabajo rutinario de una unidad de hipertermia oncológica conformada profunda provocada por campos electromagnéticos no ionizantes. Entre la información facilitada se incluyen los factores que justifican los valores de incertidumbre típicos de las planificaciones de tratamientos de hipertermia oncológica, superiores a lo habitual en las planificaciones de tratamientos de radioterapia externa.

Palabras clave: Hipertermia, termometría, planificación, protección ante radiación no ionizante.

Concepts from physiological principles to quality assurance guidelines passing through key knowledge for hyperthermia treatment planning and assessment are reviewed. The information compiled in this paper is essential for the comprehension and critical review of papers about hyperthermia. This information is also useful to set up and the procedures for the daily work with a conformed deep oncologic hyperthermia unit which uses non-ionizing electromagnetic fields. In the content is included the explanation of the factors which justify the uncertainty levels in the results of hyperthermia treatment plans which are higher than those resulting from external radiotherapy treatment plans.

Key words: Hyperthermia, thermometry, treatment planning, equipment, non-ionizing radiation protection.

Tabla de contenido

1. Justificación	12
2. Definición de hipertermia oncológica	12
3. Fundamentos fisiológicos	13
3.1. Inhibición de los caminos reparadores de ADN	13
3.2. Aumento de la permeabilidad de la membrana	14
3.3. Reducción de regiones hipóxicas	15
3.4. Estimulación del sistema inmune	15
3.5. Termotolerancia	15
4. Flujo de trabajo	16
5. Magnitudes usadas en hipertermia	19
6. Equipos de hipertermia	21

* Correspondencia
felix.navarro.sspa@juntadeandalucia.es

7. Interacción entre campos EM y el tejido	24
8. Planificación de tratamientos	25
8.1. El proceso de la planificación.....	25
8.2. Solución de ecuaciones.....	27
8.2.1. Método de los elementos finitos (FEM).....	27
8.2.2. Método de las diferencias finitas en el espacio y en el tiempo (FDTD).....	28
8.3. Cálculo de SAR.....	28
8.4. Cálculo de temperaturas.....	29
8.5. Optimización.....	29
8.5.1. Optimización en SAR.....	30
8.5.2. Optimización en temperatura.....	30
8.6. Modificaciones durante la ejecución del tratamiento.....	30
8.6.1. Corrección de temperaturas descompensadas.....	31
8.6.2. Manejo de puntos calientes profundos.....	31
8.6.3. Manejo de puntos calientes superficiales.....	31
8.6.4. Modificación de frecuencia.....	31
8.7. Paquetes de cálculo comerciales.....	31
9. Termometría	32
9.1. Termometría invasiva.....	33
9.2. Termometría RM.....	33
10. Sistema de calidad	35
10.1. Responsabilidades del personal.....	35
10.2. Verificación del equipamiento.....	37
10.3. Documentación para el sistema de calidad.....	37
11. Legislación aplicable	38
12. Siglas y significados	39
Referencias bibliográficas	40

1. Justificación

La hipertermia oncológica forma parte como complemento de tratamientos oncológicos, incluso de primera línea, incluidos en los procesos asistenciales de consenso en varios países como Alemania, Países Bajos, Suiza o EEUU. La hipertermia oncológica ya ha sido revisada positivamente en España por la agencia andaluza de evaluación de tecnología sanitaria (AETSA), esta ha considerado positivo su uso como complemento al tratamiento de radio-quimioterapia en casos de cáncer de cérvix avanzado y recidivas de mama.

La revisión positiva por parte de un miembro de la Red Española de Agencias de Evaluación de Tecnologías Sanitarias hace prever su incorporación, a corto o medio plazo, de esta técnica en la cartera de servicios mínimos del sistema sanitario público y, con cierta inminencia, en centros privados. Ante la falta de experiencia en la mate-

ria dentro de nuestra Sociedad, el presente documento pretende facilitar conocimientos generales, desde los fundamentos hasta lo más avanzado en esta técnica. Además se ha recopilado una lista de referencias bibliográficas a la que acudir para ampliar conocimientos y dar respuesta a las dudas que puedan surgir.

2. Definición de hipertermia oncológica

La hipertermia oncológica se define como la elevación moderada de las temperaturas del tejido hasta el rango entre 39 °C y 45 °C con fin radio/quimio sensibilizador¹ y para estimulación del sistema inmune.²

Mantener células dentro de este rango de temperaturas por periodos prolongados de tiempo provoca varios efectos que hacen que, para una misma dosis de radiación o de tratamiento sistémico, se obtengan resul-

tados clínicos más favorables en muchas patologías.³ Los motivos que explican estas mejoras se describen más adelante.

Otros tratamientos de hipertermia, que quedan fuera del contenido de este documento, son aquellos que utilizan valores de temperatura por encima de 45 °C con fines ablativos.

El punto de inflexión de la curva de Arrhenius de la tasa de muerte celular, para la mayoría de los cultivos de células tumorales estudiados en los ensayos preclínicos, se encuentran en el rango de 42.5 °C a 43 °C, valores que se reproducen para los ensayos *in vivo*.⁴ Por este motivo, en la práctica, se utilizan estas como temperatura objetivo de los tratamientos.

Utilizando las curvas de Arrhenius de supervivencia como base para la obtención de valores de dosis térmicas isoeffecto y los resultados de los estudios preclínicos y clínicos, se utiliza como fraccionamiento típico, al igual que los 2 Gy/fracción en tratamientos radioterápicos, sesiones de 1 h a 43 °C.

3. Fundamentos fisiológicos

Como se ha mencionado anteriormente, los propósitos de los tratamientos de hipertermia oncológica son el aumento de la eficacia del tratamiento radio/quimioterápico y la estimulación del sistema inmune contra las células tumorales. Estos objetivos se alcanzan como consecuencia de distintos efectos provocados por la exposición prolongada a temperaturas en el rango entre 39 °C y 43 °C.

3.1. Inhibición de los caminos reparadores de ADN

El objetivo principal de los tratamientos radio/quimioterápicos es generar un daño en el ADN de las células tumorales con el fin de provocar su muerte o la de sus descendientes. Uno de los principales enemigos de los tratamientos convencionales es la reparación de estos daños. Los mecanismos de reparación se pueden resumir en la interacción de distintas moléculas con los elementos dañados de la cadena de ADN que terminan por modificar la ruptura dejándola en su estado inicial o algún otro que evita la muerte de la célula o sus descendientes.⁵

Las interacciones reparadoras conocidas están compuestas por secuencias de reacciones químicas con proteínas o aminoácidos como DNA-PK, BRCA-2, Rad51, etc. como se puede ver en las figuras 1 y 2. Estas reacciones químicas se producen con determinada probabilidad en el estado energético normal. Al someter a estos elementos a una temperatura fuera del rango habitual mediante hipertermia (como conse-

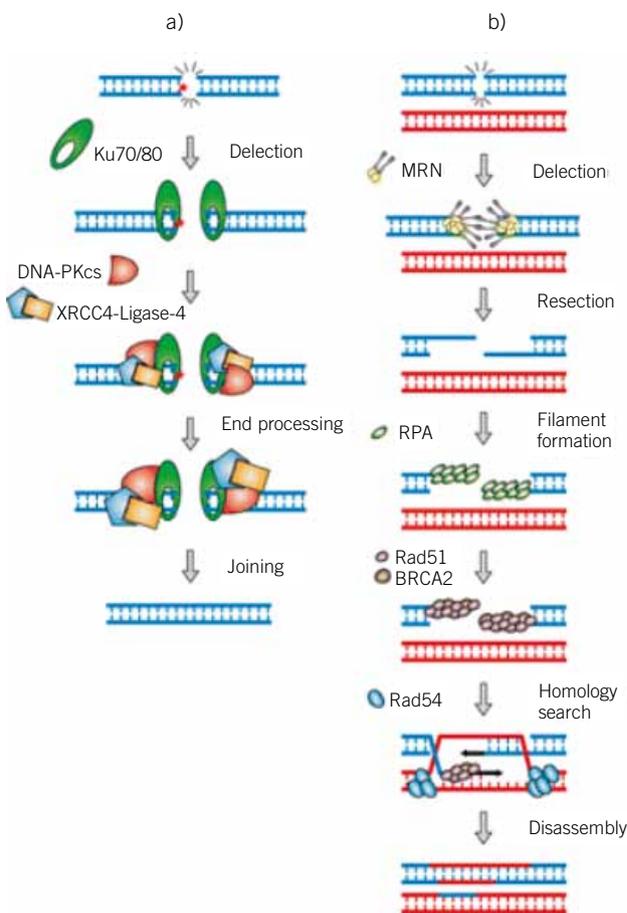


Fig. 1. a) Reparación por unión de homólogos tras una ruptura doble. b) Reparación por unión de no homólogos tras una ruptura doble. Reedición con permiso de ref. 6, cortesía de Eppink B. et al.

cuencia de la deposición de energía que se provoca por la aplicación de algún campo forzado artificialmente) se provoca un cambio en el estado energético de sus moléculas. Estar en estado energético diferente trae como consecuencia la modificación de la configuración espacial de las moléculas de los elementos intervinientes en la reparación. La hipertermia, además de las mencionadas modificaciones, provoca la aparición de otras nuevas proteínas como consecuencia de reacciones químicas factibles en este nuevo estado energético. La mayor parte de estas nuevas proteínas son conocidas por sus siglas del término inglés *heat shock proteins* (HSP). Esto es, al aplicar calor se cambia el modo en el que los elementos presentes se encuentran plegados (siempre que no se supere el umbral de temperaturas desnaturalizantes donde las consecuencias son diferentes) y, además, aparecen nuevos actores que alteran la probable secuencia de sucesos de la reparación. Esta modificación espacial provoca un cambio de la probabilidad con la que se producen las reacciones químicas habituales mientras que la presencia de las nuevas HSP

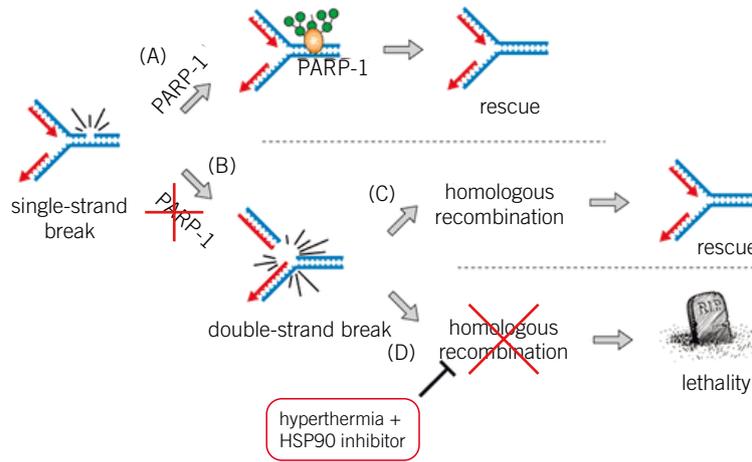


Fig. 2. Letalidad inducida tras una ruptura simple en fase S. Acción de HSP90 en la inhibición de la reparación. Reedición con permiso de ref. 6, cortesía de Eppink B. et al.

ofrecen reacciones nuevas competitivas con las que provocan reparación del ADN.⁶

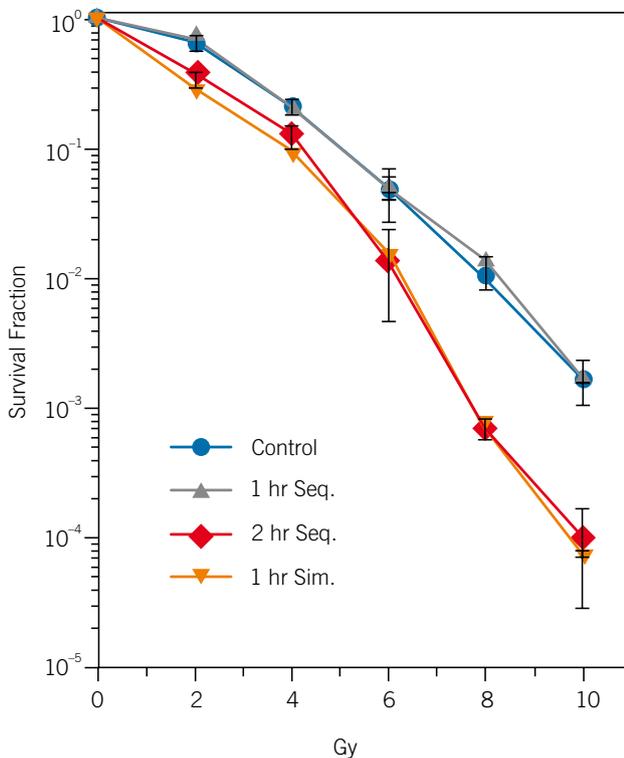


Fig. 3. Fracción superviviente de clonógenos NSY42129 mantenidas a 37 °C e irradiados (círculos). Fracción superviviente tras mantener durante 1 h (triángulos) y 2 h (diamantes) a 41.1 °C el cultivo e irradiar a continuación. Fracción superviviente manteniendo a 41.1 °C el cultivo durante 15 minutos simultáneamente con la irradiación (triángulos invertidos). El símbolo representa la media y las barras una desviación típica. Reproducción con permiso de la ref. 9 cortesía de Xu M. et al.

Los ensayos preclínicos que estudiaron los principios de funcionamiento de la hipertermia se centraron en la constatación de este efecto mediante la reducción de la fracción de supervivencia en cultivos de células tumorales ante la exposición a distintas dosis de radiación e hipertermia en distintos términos.⁷⁻⁹ En la figura 3 se muestran las fracciones de supervivencia a distintas dosis de rayos X sin exposición a hipertermia y con distintas secuencias de exposición a rayos X e hipertermia. Nótese como, tras la exposición, hay mayor letalidad con la misma dosis de rayos X si se eligen determinadas combinaciones de tratamientos.

3.2. Aumento de la permeabilidad de la membrana

La membrana celular está compuesta por una capa bilipídica que impermeabiliza el interior de la célula. En esta capa existen proteínas que regulan el tránsito de moléculas (como las de los fármacos quimioterápicos) desde el exterior al interior. Los mecanismos de interacción entre los fármacos y la membrana celular no se conocen en su totalidad. Así, por ejemplo, se sabe que uno de los mediadores del proceso de incorporación del cisplatino a las células es la proteína CTR1.¹⁰ La exposición prolongada a temperaturas del rango 40 °C a 43 °C incrementa la incorporación de cisplatino en cultivos de células tumorales en factores de hasta 8 a 1.¹⁰

En general, los efectos de la exposición de hipertermia en el rango de la hipertermia oncológica provocan en la membrana de las células varios efectos. Los más importantes para los tratamientos oncológicos son el aumento de la actividad de las proteínas permeabilizadoras, el descenso del potencial de membrana y el aumento de la concentración de iones K⁺ en la superficie.¹¹ Todo esto explica, aunque no con demasiado

detalle, los incrementos de incorporación de fármacos quimioterápicos en los cultivos.

Existen otros efectos además de los que afectan a la membrana plasmática. Se ha comprobado que las modificaciones en las membranas de las mitocondrias y del núcleo provocan una alteración en la respiración celular y de la síntesis de proteínas en el núcleo y en el retículo endoplasmático.¹¹ Esto tiene consecuencias apreciables en la fracción de supervivencia tras la irradiación o la exposición a fármacos.

3.3. Reducción de regiones hipóxicas

Uno de los fundamentos del fraccionamiento de los tratamientos en radioterapia es la reoxigenación. Esto es debido a que el oxígeno es uno de los elementos intervinientes en la cadena de reacciones que causa el daño al ADN tras la radiólisis iniciada por la radioterapia.⁵ De esta manera, las regiones hipóxicas de los tumores son más radiorresistentes debido al defecto de oxígeno que reduce el rendimiento de los radicales y el aumento de probabilidad de quiescencia de las células.

La exposición a hipertermia moderada provoca vasodilatación y un gran aumento de la perfusión sanguínea en el tejido sano. Esto ocurre también en el tejido tumoral,^{12,13} aunque en menor medida, debido a lo aberrante de su vascularización. Este aumento de la perfusión sanguínea tiene como consecuencia la oxigenación del tumor por lo que, como se mencionó antes, aumenta su radiosensibilidad.

3.4. Estimulación del sistema inmune

De modo muy resumido los principales problemas que presentan los tumores para el sistema inmune son la infiltración irregular o reducida de los tumores y la ausencia de antígenos u otras moléculas que delaten su malignidad.

Los principales, aunque no los únicos, mecanismos de acción del sistema inmune contra los tejidos tumorales son dos: la intervención directa de los *natural killer* (NK) y la acción indirecta compuesta por la maduración de los linfocitos T tras el proceso de presentación de antígenos mediado por las células dendríticas (DC).¹⁴

En el proceso directo o innato se requiere que la célula NK se fije a la célula tumoral. La fijación se hace a través de moléculas activadoras y supresoras de su acción. Los interferones propician la fijación de las moléculas activadoras mientras que el complejo de máxima histocompatibilidad (MHC) tipo I provoca la fijación de las supresoras. La hipertermia en esta situación provoca un doble efecto: por un lado, reduce la actividad de las moléculas tanto activadoras como supresoras, pero por otro, aumenta la presencia de interferones

en la superficie de las células tumorales. Esto permite, ahora sí, la acción de los NK contra las células dañadas mediante lisis o causando su apoptosis.¹⁵ En el proceso de la actuación de los NK contra el tumor, además, se liberan citocinas que provocan la llamada de una mayor población de NK. Esto hace que el conjunto de todos los efectos mencionados *in vivo* provoque una mayor actividad innata.¹⁶

El proceso indirecto o adquirido es una secuencia de varias fases. Las DC capturan un antígeno que contenga MHC propio y, principalmente, durante su migración al ganglio linfático más cercano, lo procesan en su interior. En este proceso se liberan unos péptidos que hacen de señal de activación para los linfocitos T a lo largo de todo el sistema linfático contra ese antígeno.¹⁷ Este proceso resulta en la posible actuación de los linfocitos T contra células del tumor primario y contra metástasis en regiones lejanas. El efecto del tratamiento de una lesión y la repercusión en otras no tratadas es conocido como *abscopal* si son distales o *bystander* si son proximales.

La hipertermia afecta en varios sucesos del proceso de captura, maduración y migración de las DC, así como en la activación, penetración y actuación de los linfocitos T.¹⁷ De todos los efectos de la hipertermia en este largo proceso el que mejor se conoce es el causado por las proteínas de choque térmico HSP70. La exposición por periodos prolongados a temperaturas elevadas provoca la aparición y migración a la membrana de estas proteínas para proteger a la célula del estrés térmico. Las HSP70 tienen la peculiaridad de actuar como aglutinante de antígenos causando la presencia de concentraciones elevadas de estos.¹⁸ Altas concentraciones de antígenos aumentan la probabilidad de su adquisición por las DC sirviendo como disparador del proceso de inmunidad adquirida. Este efecto se explota para provocar un efecto vacuna al irradiar una lesión (con la consiguiente liberación de antígenos) y tratar con hipertermia local la región irradiada.¹⁴

3.5. Termotolerancia

La exposición a temperaturas elevadas de las células provoca en ellas la aparición de termotolerancia, esto es, resistencia a la muerte por exposición a temperaturas elevadas. Existen dos tipos de termotolerancia:¹⁹ la aguda, que se extiende durante 2 h a 4 h tras la exposición a temperaturas mayores de 43 °C y la crónica, que se extiende durante unas 48 h tras la exposición al rango de la hipertermia oncológica moderada.

La aparición de HSP ocurre durante la exposición a temperaturas mayores de 40 °C por periodos prolongados y crece de forma potencial hasta los 43 °C.²⁰ Las HSP, tras su aparición, migran a la membrana por efecto de difusión de Fick y esto le confiere más resis-

tencia a la pared celular ante la muerte por exposición a temperaturas ablativas.

La desaparición de HSP no es inmediata tras la vuelta a la temperatura de reposo. Hay varias variables que ralentizan o aceleran este proceso, principalmente el pH. Un menor pH, como en los tumores, hace que las HSP vuelvan a concentraciones de equilibrio en unas 48-72 h. Por el contrario, en pH como el de los tejidos sanos, este proceso se alarga hasta unos 7 días.¹⁹

Esta diferencia entre la dilatación del periodo de termotolerancia del tejido sano y el tumor hace que el fraccionamiento de referencia de los tratamientos de hipertermia se haya fijado en 2 sesiones/semana con un Intervalo de 72 h.

El motivo de este fraccionamiento es aprovechar que los tejidos sanos son más resistentes ante la aparición de puntos calientes y que hay que proporcionar un margen de tiempo para la desaparición de las HSP. En este intervalo entre sesiones la concentración de HSP se aleja de los valores de saturación y, por tanto, se pueden volver a producir nuevas HSP.¹⁹

4. Flujo de trabajo

El conjunto de tareas a realizar para la administración de tratamientos de hipertermia oncológica conformada profunda con equipos de radiofrecuencia requiere la participación de personal con conocimientos en distintos ámbitos.

Para asegurar la calidad de los tratamientos la Sociedad de hipertermia médica estadounidense, *Society for Thermal Medicine* (STM), homóloga a la europea *European Society for Hyperthermic Oncology* (ESHO), ha elaborado unas recomendaciones, entre otros aspectos, sobre el personal que debe participar en el tratamiento y los conocimientos con los que debe contar.²¹

Es importante que el curso clínico del paciente, en lo relacionado con el tratamiento de hipertermia oncológica, esté supervisado por un médico con conocimientos sobre la materia. En España los únicos especialistas con formación en hipertermia son los oncólogos radioterápicos.²² El programa formativo de la especialidad de oncología radioterápica incluye, tanto el estudio de los fundamentos mencionados más atrás como de las indicaciones del tratamiento y las sinergias entre los tratamientos de radioterapia, quimioterapia e hipertermia. Es por tanto aconsejable que, al igual que ocurre en los tratamientos de radioterapia, el tratamiento de hipertermia esté bajo la dirección de un oncólogo radioterápico, ya que puede evaluar no solo la idoneidad del tratamiento de hipertermia para ese paciente sino también posibles morbilidades, necesidades de modificación del mismo o su suspensión e interacciones con otros tratamientos.

Para la aplicación de los tratamientos también es importante que el personal que los ejecuta disponga de formación. El programa formativo de los técnicos superiores en radioterapia y dosimetría españoles²³ incluye los efectos de la hipertermia en el tratamiento radioterápico. Es por tanto que se recomienda la ejecución de los tratamientos de hipertermia al personal técnico especialista de radioterapia.

Actualmente no existe contenido específico en los programas de formación de ninguna ingeniería ni en la especialidad de radiofísica hospitalaria que contenga formación en los aspectos técnicos de los tratamientos de hipertermia. Las tareas que la STM recomienda²¹ que sean ejecutadas por radiofísicos hospitalarios guardan muchas similitudes con el proceso de radioterapia externa, por lo que es importante contar en el equipo con facultativos de esta especialidad para ellas.

Si bien los tratamientos de radioterapia no suelen requerir la presencia de personal más allá del técnico especialista, hay que tener en cuenta la naturaleza de los tratamientos de hipertermia. Las sesiones de referencia, como se dijo en la sección anterior, son de una hora a 43 °C. Para gestionar con el estrés sistémico que supone el tratamiento es aconsejable la presencia de personal de enfermería durante su ejecución, también para la evaluación en cada sesión de las posibles morbilidades aparecidas durante la misma.

El objetivo último del tratamiento de hipertermia conformada es la exposición del tejido objetivo durante un periodo determinado de tiempo a un intervalo de temperaturas prefijado minimizando el calentamiento del resto de tejidos. Es evidente la similitud con el tratamiento radioterápico que busca la exposición controlada a radiaciones ionizantes de determinados volúmenes manteniendo al mínimo posible la irradiación del resto de tejidos. Debido a que las temperaturas por encima de 43 °C comienzan a ser ablativas y que los resultados clínicos del tratamiento de hipertermia están altamente correlacionados con las temperaturas y tiempos de exposición a ellas,²⁴ es necesario prever y controlar los resultados de los tratamientos. La aparición de puntos calientes puede provocar efectos adversos de gravedad, mientras que no alcanzar la temperatura prevista en el volumen objetivo supondría el fracaso del tratamiento. No debe sorprender, por tanto, que el flujo de trabajo en los tratamientos de hipertermia sea muy similar al de los tratamientos de radioterapia.

En la figura 4 se muestra el procedimiento recomendado por ESHO²⁵ para garantizar, en la medida de lo posible, que se obtenga la dosis de hipertermia deseada en el volumen objetivo.

Para realizar el tratamiento cerca del límite inferior de las temperaturas ablativas es necesario conformar la potencia depositada con el fin de maximizar la relación de potencia depositada en el objetivo frente al resto de tejidos. Por este motivo es necesario realizar

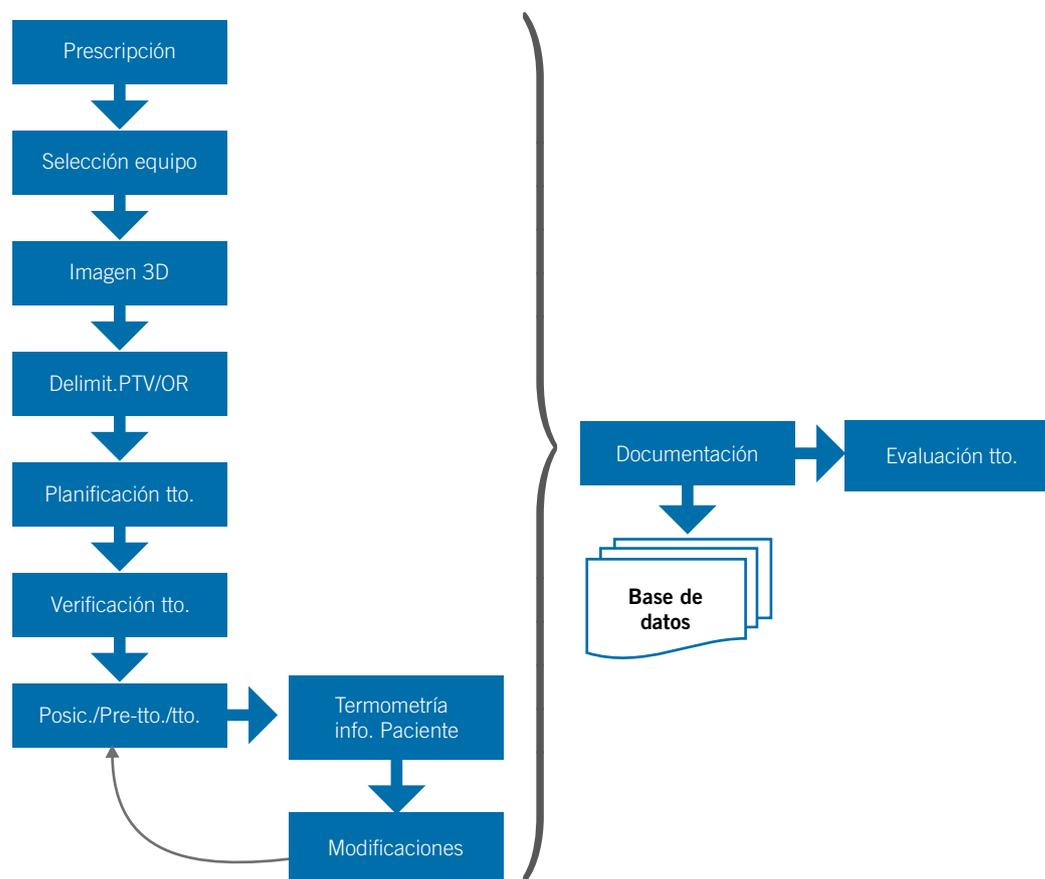


Fig. 4. Diagrama de flujo del proceso para un tratamiento de hipertermia oncológica conformada.

un cálculo para estimar y optimizar el resultado del tratamiento.

El proceso ideal requiere delimitar el volumen a tratar teniendo en cuenta las heterogeneidades del paciente. Para delimitar tanto el volumen de tratamiento (PTV) como los órganos de riesgo (OR) y asignarles la dosis de hipertermia objetivo o de tolerancia, es necesaria la intervención del médico, en el caso español, el oncólogo radioterápico. Los parámetros para la adquisición de estas imágenes, ya sean de tomografía computarizada con rayos X (TC) o de resonancia magnética (RM), se deben hacer de acuerdo con las especificaciones impuestas por el radiofísico y el médico. El objetivo es facilitar el contorno de los volúmenes, el cálculo con la herramienta de planificación si la hubiera y la disposición del paciente en el equipo de tratamiento de una forma cómoda y reproducible.

En este punto hay que adelantar que el proceso de cálculo requiere el conocimiento de más parámetros que el de radioterapia. Para refinar el cálculo se necesitan varios mapas de parámetros (conductividad térmica, conductividad eléctrica, etc.) o aproximarlos suponiendo valores uniformes por órgano. Por tanto, el resultado del cálculo, con datos de entrada sólo aproximados, debe tratarse con mucha cautela.

Este es uno de los motivos por los que es necesario realizar medidas de temperatura durante los tratamientos. La incertidumbre en los datos de entrada puede hacer que los resultados del proceso de planificación nos lleven a tratamientos subóptimos.²⁶ Aparte de las incertidumbres en el resultado del tratamiento hay que tener en cuenta que el organismo responde a los excesos de temperatura. Esta respuesta es altamente variable incluso en el mismo paciente. Es por esto que, sea cual sea el proceso de diseño del tratamiento, aunque careciese de imperfecciones, es necesario realizar medidas de temperatura en cada sesión como mínimo en varios puntos de la región involucrada en el tratamiento.

Existen dos prácticas habituales para esto: termometría intracavitaria y termometría 3D no invasiva mediante RM.

La termometría 3D con RM requiere que el equipo de tratamiento de hipertermia sea compatible con RM para poder introducirse en ella. En ese caso se realizan medidas periódicas computando los histogramas de temperatura-volumen en los volúmenes deseados y obteniendo mapas de incrementos de temperatura.

En el caso de no disponer de un equipo compatible con RM lo habitual es realizar medidas de temperatu-

ra con varias sondas intracavitarias mecanizadas. La necesidad de realizar medidas intraluminales directamente en el tumor ha estado cuestionada desde hace muchos años^{27,28} debido al riesgo y morbilidad que supone. Por este motivo se realizaron estudios comparativos entre las medidas intratumorales y en otros lugares más accesibles.²⁸⁻³⁰ De esta forma, lo habitual es medir en unos puntos de referencia para extrapolar el resultado teórico al tumor.³⁰

Sea cual sea el método elegido para realizar las medidas de temperatura, los resultados se utilizan para realizar el ajuste del campo emitido en cada sesión de tratamiento. Esto es, a diferencia de los tratamientos de radioterapia externa, los tratamientos conformados de hipertermia se modifican durante su ejecución. Salvo que se disponga de equipo compatible en RM sólo se puede monitorizar allí por donde pasen los catéteres, esto es, en una muestra pequeña del área bajo influencia de los campos. La aparición de puntos calientes fuera de los caminos monitorizados queda a expensas de la información del paciente. Las indicaciones del paciente, así como su nivel de estrés sistémico (presión arterial y pulso cardíaco), se usan como datos para realizar modificaciones durante la sesión. Ante la aparición de puntos calientes en el paciente detectados por la información aportada por este, no existe consen-

so sobre la forma de actuar. Sin embargo, sí que se han evaluado las prácticas seguidas en Erasmus MC (Rotterdam, Países Bajos) después de años de experiencia³¹ y se han estudiado los efectos de las modificaciones durante el tratamiento mediante herramientas de planificación.³²

El uso de cualquier elemento en la práctica clínica del tratamiento de un paciente requiere que este cumpla con la legislación referente a productos sanitarios.³³ Al no existir ningún planificador en el mercado que cumpla con la directiva europea, el procedimiento descrito en la figura 4 sólo es aplicable a ensayos clínicos. Para un procedimiento clínico ordinario, donde el planificador sólo se utilice para verificaciones adicionales, se puede seguir el siguiente flujo de trabajo, ilustrado en la figura 5.

El proceso conocido como *steering* es la planificación en el seno de un maniquí elíptico con conductividad y permitividad uniforme. En este proceso se fijan los radios mayor y menor del maniquí para ajustarlos a la elipse que inscribe el paciente. También se seleccionan los parámetros de amplitud y fase de las antenas para mover la posición de interferencias constructivas (foco objetivo) a la posición deseada. Como información de entrada para este proceso se utilizan las medidas del paciente y la localización del PTV. El médico responsa-

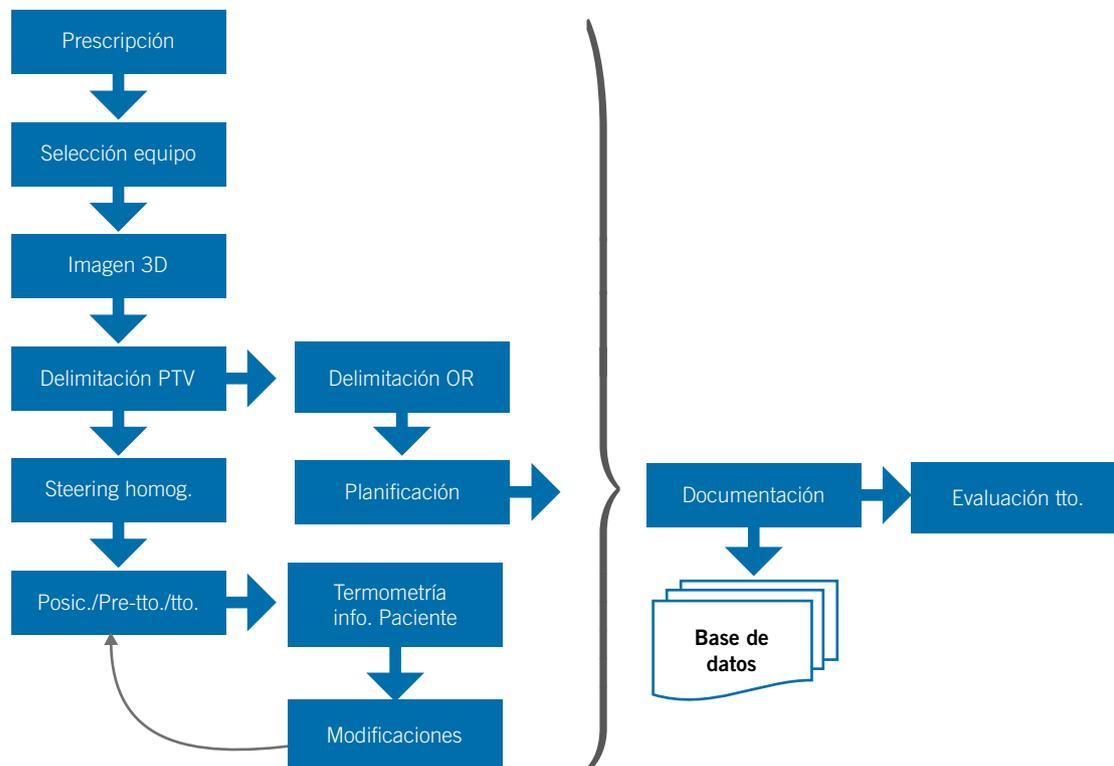


Fig. 5. Diagrama de flujo del proceso para un tratamiento de hipertermia oncológica conformada en la práctica clínica habitual.

ble del tratamiento de hipertermia define la profundidad de la lesión y en ella se ajusta el foco. Usando el tratamiento diseñado se puede realizar una previsión, únicamente con intención de documentar el historial del paciente (ya que los planificadores no cuentan con el distintivo de producto sanitario aún) sobre los resultados que se esperan al introducir las heterogeneidades.

Durante la ejecución del tratamiento se realizan modificaciones en base a las medidas de temperatura e indicaciones del paciente sobre la aparición de puntos calientes. Estas modificaciones deben seguir un procedimiento justificado³¹ independientemente de que se use herramienta de planificación o no. Existen herramientas para la reoptimización de tratamientos durante la ejecución del mismo que se revisarán más adelante.

5. Magnitudes usadas en hipertermia

Se ha demostrado, tanto *in vitro*³⁴ como *in vivo*,³⁵ que la respuesta de los tratamientos en combinación con hipertermia tiene una clara correlación con las temperaturas alcanzadas. Por tanto, para poder evaluar los tratamientos de hipertermia, se atiende a distintas magnitudes que permiten caracterizarlos.

El punto de inflexión de la curva de Arrhenius, representación semilogarítmica de la fracción de supervivencia frente al inverso de la temperatura de tratamiento, donde comienza la ablación en la mayoría de las células de roedores (con las que se realizaron la mayoría de los estudios preclínicos) se encuentra en el entorno de 43 °C, motivo para establecer esta temperatura como valor de referencia.

En los ensayos *in vitro* se ha demostrado³⁴ que la fracción de clonógenos supervivientes ante una dosis de radiación se divide por la mitad ante incrementos de temperatura de 2 °C en el intervalo entre 39 °C y 43 °C, sin embargo, por encima de 43 °C, esta división ocurre cada incremento de 1 °C. Por ello, se define como dosis isoeffecto (misma fracción de clonógenos supervivientes) los minutos de exposición equivalentes a 43 °C (CEM43). Su cómputo, por lo dicho anteriormente, se realiza según las ecuaciones (1) y (2):³⁴

$$CEM43 = \int_0^{t_{ito}} R^{43-T(t)} \cdot dt \tag{1}$$

$$R = \begin{cases} 0.25, & \text{si } T(t) < 43 \text{ °C} \\ 0.5, & \text{si } T(t) \geq 43 \text{ °C} \end{cases} \tag{2}$$

donde $T(t)$ es la temperatura medida (en grados Celsius) y t_{ito} el tiempo de exposición a hipertermia.

El resultado de los mismos experimentos para células humanas *in vitro*³⁶ repite el mismo comportamiento

que para células de roedores, pero con la temperatura de ruptura a 43.5 °C y siguiendo las ecuaciones (3) y (4):

$$CEM43 = \int_0^{t_{ito}} R^{43.5-T(t)} \cdot dt \tag{3}$$

$$R = \begin{cases} 0.233, & \text{si } T(t) < 43.5 \text{ °C} \\ 0.428, & \text{si } T(t) \geq 43.5 \text{ °C} \end{cases} \tag{4}$$

El uso de CEM43 para la documentación de los tratamientos ha sido la práctica habitual desde los inicios del uso clínico de la hipertermia.³⁷ De hecho, el CEM43, definido como en las ecuaciones (1) y (2), a pesar de usar el punto de inflexión de la curva de Arrhenius en roedores, es la definición recomendada para la documentación de ensayos clínicos.²⁵

No hay que olvidar que los motivos que causan la mejora de resultados clínicos de la hipertermia incluyen muchos sucesos que solo ocurren *in vivo*. Este es el caso del aumento de la oxigenación por el aumento de perfusión, la activación del sistema inmune o el cambio de pH. La utilidad del CEM43 como unidad de prescripción de dosis térmica, tal y como está definida, es fuente de controversia³⁸ y su uso se restringe a la síntesis de las medidas realizadas en los tratamientos. Sin embargo, en animales de gran tamaño se ha podido comprobar la validez de esta unidad como dosis de tolerancia de órganos de riesgo ante determinados efectos adversos.³⁹

Tampoco hay que olvidar que a temperaturas ablativas cambia la secuencia de sucesos y, por tanto, existen modificaciones al modelo y con ellos a la formulación de CEM43 aquí presentada.³⁶

La instalación de unos pocos equipos compatibles con RM en el mundo permitirá, si se coordinan esfuerzos, recopilar información suficiente para la determinación de una nueva unidad de medida de dosis térmica o la validación del CEM43.

En hipertermia son de uso común los valores T_{min} , T_{max} , T_{50} y T_{90} . Estos valores determinan, en un instante del tratamiento, las temperaturas alcanzadas en distintas fracciones del volumen de tejido bajo estudio. En particular reflejan las temperaturas mínima, máxima y alcanzada por, al menos, el 50% y el 90% del volumen respectivamente.

Téngase en cuenta que la temperatura, al contrario que la dosis absorbida en radioterapia, no refleja un valor acumulado sino una magnitud instantánea. La magnitud acumulada en hipertermia es CEM43. Por tanto, el equivalente a D_{min} , D_{max} , D_{50} y D_{90} de los tratamientos de radioterapia serían $CEM43_{T_{min}}$, $CEM43_{T_{max}}$, $CEM43_{T_{50}}$ y $CEM43_{T_{90}}$. Éstas se calcularían según las ecuaciones (1) y (2) utilizando la tem-

peratura que corresponda como la representativa del volumen.

Obsérvese la necesidad de conocer mapas tridimensionales de temperatura precisos y exactos para poder obtener correctamente estos valores. Históricamente, cuando no había posibilidad de hacer estas medidas en tres dimensiones, se han aproximado mediante medidas equiespaciadas en catéteres insertados en los tumores. Por tanto, la definición de Tx que se puede leer en los ensayos clínicos es la temperatura que se alcanza en el x% de puntos medidos en las posiciones donde se atraviese el tumor, pues estas eran las únicas muestras de que disponían para el cálculo. Si además se tiene en cuenta que la práctica de realizar medidas intraluminales se abandonó por el riesgo que suponía, no debe sorprender que las medidas disponibles sean en puntos de la cavidad más cercana a la lesión. Por este motivo ha de tenerse en cuenta la validez relativa de los valores proporcionados en ensayos con medidas no obtenidas mediante mapas tridimensionales y atender a las peculiaridades que presenta el método de medida según la localización.

Así, por ejemplo, debe valorarse la dificultad del proceso de medida en el estudio donde se define la magnitud TRISE y se muestra que hay correlación entre resultados clínicos y ella.⁴⁰ Esta magnitud es la suma del tiempo de tratamiento ponderado por la diferencia del T50 con 37 °C y normalizado al tiempo total de tratamiento. Se formula de acuerdo con la ecuación (5):⁴⁰

$$\text{TRISE} = \frac{\int_0^{t_{\text{total}}} (T50 - 37) \cdot dt}{t_{\text{total}}} \quad (5)$$

donde t_{total} es el tiempo que dura el tratamiento de hipertermia incluyendo la fase inicial transitoria hasta que se alcanzan los 60 minutos de tratamiento en la fase estacionaria.

Basados en la modificación de los parámetros α y β del modelo lineal cuadrático (LQ) al aplicar hipertermia⁴¹ se define una dosis equivalente de radioterapia (EQD_{RT}) según la ecuación (6):⁴²

$$\text{EQD}_{\text{RT}} = \frac{\alpha(T, t_{\text{int}}) \cdot D + G(\mu, t_{\text{int}}) \cdot \beta(T, t_{\text{int}}) \cdot D^2}{\alpha_{37} + \beta_{37} \cdot d_{\text{ref}}} \quad (6)$$

donde t_{int} es el intervalo de tiempo entre sesiones de radioterapia e hipertermia (en horas), D es la dosis total de radiación ionizante, α_{37} y β_{37} son los parámetros del modelo LQ sin hipertermia, T es la temperatura representativa del vóxel y G es el factor de recuperación de Lea-Catcheside que depende de la tasa de reparación μ y el tiempo de intervalo. Basándose en la distribución

volumétrica de esta dosis equivalente, se define la dosis uniforme equivalente de Niemierko.⁴³

Como se ha mencionado varias veces, existe correlación entre los valores de temperatura alcanzados en el PTV y el resultado clínico.^{4,24} Teniendo en cuenta que la homeostasis modifica la perfusión sanguínea para refrigerar los tejidos a temperaturas suprafisiológicas,⁴⁴ para estimar la temperatura sería necesario disponer de un modelo preciso sobre la variación de la perfusión.⁴⁵ Puesto que el flujo de sangre a temperatura de equilibrio sistémico hace de sumidero de calor variable, es necesario computar la potencia depositada en lugar de la energía total. El objetivo es hacer el balance de potencias suministrada, desalojada por la sangre y conducida hacia otros tejidos. Por este motivo se realiza, como primera fase del cálculo, el cómputo de la potencia depositada por unidad de masa, conocida por su acrónimo del inglés *Specific Absorption Rate* (SAR) y medida en W/kg.

Nótese la diferencia con los cálculos de radioterapia donde se busca conocer la energía impartida por unidad de masa ($\text{Gy} = \text{J/kg}$) mientras que en hipertermia se busca la tasa de esta ($\text{Gy/s} = \text{W/kg}$). Esto es debido a que la dosis absorbida impartida por radiaciones ionizantes se transforma en ionizaciones mientras que por radiaciones no ionizantes se transforma en calor, que acaba, en parte, siendo conducido o refrigerado por la sangre. Esto ha popularizado la expresión “en hipertermia los Gy se los lleva la sangre” y que da una idea de la necesidad de usar potencia en lugar de energía impartida para describir los tratamientos.

Aunque la síntesis de los valores del SAR en una única medida no se ha estandarizado⁴⁶ se recomienda que la descripción del tratamiento de hipertermia se acompañe del SAR previsto mientras que la magnitud acumuladora CEM43_{Tx} se recomienda para describir las medidas tras la ejecución.²⁵

Para comparar resultados con o sin hipertermia en los estudios relacionados, es común encontrar la información expresada en términos de factor de mejora por aplicación de hipertermia(TER).⁴⁷ TER es el cociente entre un determinado efecto al añadir hipertermia y el mismo efecto sin ésta. Inicialmente se diseñó para el cociente entre la dosis absorbida de rayos X frente a la absorbida añadiendo hipertermia de forma que ambas provoquen el mismo efecto.⁴⁷ Sin embargo, su uso se ha extendido para cualquier cociente entre un resultado añadiendo hipertermia y el resultado obtenido sin añadirla. Por ejemplo, para el cociente de control local entre los dos brazos de un ensayo con hipertermia o para la probabilidad de daño a tejido sano. En este último ejemplo TER mayor que 1 puede ser un resultado favorable o desfavorable.

En la tabla 1 se sintetiza la información sobre las magnitudes en hipertermia:

Tabla 1. Magnitudes en hipertermia.

Magnitudes	Unidades	Utilidad/Definición
Tx	°C	Sintetizar valores de temperatura en el PTV u OR. Temperatura que, al menos, alcanza el x% del volumen.
CEM43Tx	min	Síntesis de las medidas de temperatura durante la ejecución del tratamiento. Minutos del tratamiento isoefecto con Tx = 43 °C constantes.
SAR	W/kg	Descripción del tratamiento previsto. Potencia por unidad de masa depositada en el tejido.
TRISE	1	Descripción de la ejecución de un tratamiento. Valor normalizado del intervalo de tiempo de un tratamiento a temperaturas efectivas.
EQD _{RT}	Gy	Dosis equivalente de RT sin HT isoefecto con el tratamiento de RT + HT. Descripción de la previsión del tratamiento RT + HT.
TER	1	Cociente entre el efecto con hipertermia y sin hipertermia.

6. Equipos de hipertermia

Dependiendo del objetivo del tratamiento de hipertermia se puede clasificar la hipertermia como: corporal total o local.¹

La hipertermia corporal total se utiliza con objetivos de estimulación del sistema inmune y busca elevar

la temperatura sistémica a valores por debajo de los 41.8 °C.⁴⁸ Para este fin se utilizan equipos de radiación de infrarrojos. La luz es filtrada por una capa de agua de determinado espesor para modificar el espectro de la luz que llega al paciente. De esta forma la densidad espectral de potencia se concentra en el infrarrojo cercano eliminando la componente lejana que causa



Fig. 6. Equipo de hipertermia corporal total.

el calentamiento de las capas más superficiales y, así, se permite el calentamiento a la profundidad donde se encuentran los capilares.⁴⁹ El equipo se compone de una camilla, las lámparas, los filtros y un habitáculo formado por aislante térmico. El tratamiento habitual con estos equipos es de 90 minutos de fase de calentamiento más 120 minutos de mantenimiento donde el paciente se envuelve en el aislante térmico. La temperatura del paciente es monitorizada con sonda intrarrectal y la lectura se usa para controlar la potencia de las lámparas durante la fase de calentamiento.⁵⁰ En la figura 6 se muestra un equipo de hipertermia corporal total.

Si se quiere aplicar hipertermia en extremidades completas o en el peritoneo en su conjunto se aplica perfusión extracorpórea. La sangre se extrae del vaso principal que irriga la región a tratar, se calienta en el exterior y se vuelve a insertar a la temperatura deseada con o sin fármaco asociado. La principales aplicaciones de estos tratamientos se centran en extremidades⁵¹ y la popularizada perfusión intraperitoneal (HIPEC) para cánceres localmente avanzados abdominales.⁵²

Cuando se desea calentar una región del cuerpo sin necesidad de recurrir a procesos invasivos se utilizan equipos de campos electromagnéticos de acoplamiento capacitivo. Estos equipos están compuestos por dos electrodos refrigerados por bolus de agua salina que se ponen en contacto con el paciente. Estos equipos suelen trabajar, en Europa, en la frecuencia de 13.56 MHz o 27 MHz, dentro de la banda ISM. El motivo es que en esta banda no se requiere licencia para la emisión siempre que respeten las potencias máximas⁵³ y, por tanto, no es necesario apantallamiento en la sala donde se utilice el equipo. Esto quiere decir que la única limitación son las posibles interferencias causadas en equipos

cercanos que deben especificar la distancia requerida en función de la potencia emitida. En Japón se popularizó el uso de un equipo capacitivo con frecuencia de funcionamiento de 8 MHz⁵⁴ que, por no pertenecer a la banda ISM, nunca llegó al mercado europeo.

Los equipos capacitivos, como el mostrado en la figura 7, se popularizaron durante los años 90 por su facilidad de uso y precio. Éstos se utilizan colocando sus dos antenas paralelas y opuestas disponiendo entre ellas la región del paciente a tratar. Se genera un campo eléctrico con dirección paralela al eje entre las dos antenas sin posibilidad de conformación alguna más allá del rápido decaimiento fuera del cilindro que forman las dos antenas.⁵⁵ La existencia de dos tejidos contiguos de conductividad y permitividad relativa muy distinta como son el panículo adiposo subcutáneo y el músculo crea, según se desprende de las condiciones de contorno de las ecuaciones de Maxwell, corrientes en la unión. Por efecto Joule, estas corrientes hacen aparecer puntos calientes limitantes de los tratamientos.^{56,57} Con el fin de atenuar estos puntos calientes se refrigeran las antenas así, por conducción térmica, se consigue reducir su temperatura. Aun refrigerando las antenas, por culpa de la baja conductividad térmica de la grasa, la utilidad de esta solución, para tratamientos profundos, está limitada a pacientes con panículo adiposo de muy poco espesor,⁵⁸ por debajo de los 3 cm.

Pero una ventaja de los equipos capacitivos es la versatilidad. Al utilizarse con dos antenas planas unidas mediante coaxial al equipo, permite colocarlas sobre prácticamente cualquier sección del paciente. Así, por ejemplo, para tratar de forma no invasiva regiones profundas del cráneo o el ápex pulmonar no queda otra opción que usar equipos capacitivos. Los equipos capacitivos quedan como única opción debido a que



Fig. 7. Equipo de acoplamiento capacitivo y antenas.

las características constructivas de los demás tipos de equipos hacen inviable su uso en esas regiones.

Otra ventaja de los equipos capacitivos es que permiten realizar tratamientos superficiales y profundos (aunque como ya se ha dicho no tienen posibilidad de conformar el SAR). Como las antenas son refrigeradas, bajando la temperatura de éstas y debido a la conducción térmica, se conseguirá con más o menos éxito (dependiendo del espesor del panículo adiposo) realizar tratamientos profundos. Sin embargo, si se utiliza un aislante térmico entre una de las antenas y la piel del paciente, el calentamiento incluirá la superficie no enfriada. Esto se puede acentuar usando una antena de menor diámetro en el extremo de la superficie a calentar. La densidad de líneas de campo aumenta a medida que éste se acerca a la antena pequeña y, por tanto, el SAR aumenta en la región más cercana a ese electrodo.⁵⁹

A pesar de poder utilizar los equipos capacitivos para tratamientos superficiales, los equipos de hipertermia provocada por campos de microondas permiten mejores resultados.⁵⁷

La deposición de energía de las ondas electromagnéticas en el rango de las microondas decae exponencialmente con la profundidad⁶⁰ lo que hace que los equipos de microondas en hipertermia se usen en situaciones parecidas a los haces de electrones en radioterapia externa.

Los equipos de microondas comerciales se utilizan con frecuencias centrales de 434 MHz y 915 MHz por el mismo motivo que los equipos capacitivos usan 13.56 MHz, porque no se requiere una licencia específica para emitir en esas frecuencias al pertenecer a la banda científico médica ISM⁵³ (434 MHz para región 1 y 915 MHz para región 2). En cualquier caso, el diseño de las antenas de las que hacen uso los equipos comerciales son directivas y con el lóbulo principal del diagrama de radiación orientado hacia el paciente.⁶¹ De esta manera los valores del campo a distancias del orden del metro ya se encuentran por debajo de los niveles que exigirían apantallamiento de la sala.

Las características de los tejidos y la profundidad de penetración a las frecuencias de 434 MHz y 915 MHz son muy similares,^{62,63} lo que hace que ésta no sea una característica crítica en los resultados clínicos. En la figura 8 se muestra una disposición típica de curvas iso-SAR típica para estos equipos.

Utilizando este rango de frecuencias también existen equipos comerciales para hipertermia intersticial. La ventaja de esta técnica surge cuando se utilizan los catéteres utilizados para braquiterapia para aplicar hipertermia en la misma intervención. Como se muestra en la figura 9, disponer de varias antenas permite, modificando la amplitud y fase de la excitación de cada una de ellas, conformar el patrón de deposición de dosis de hipertermia.

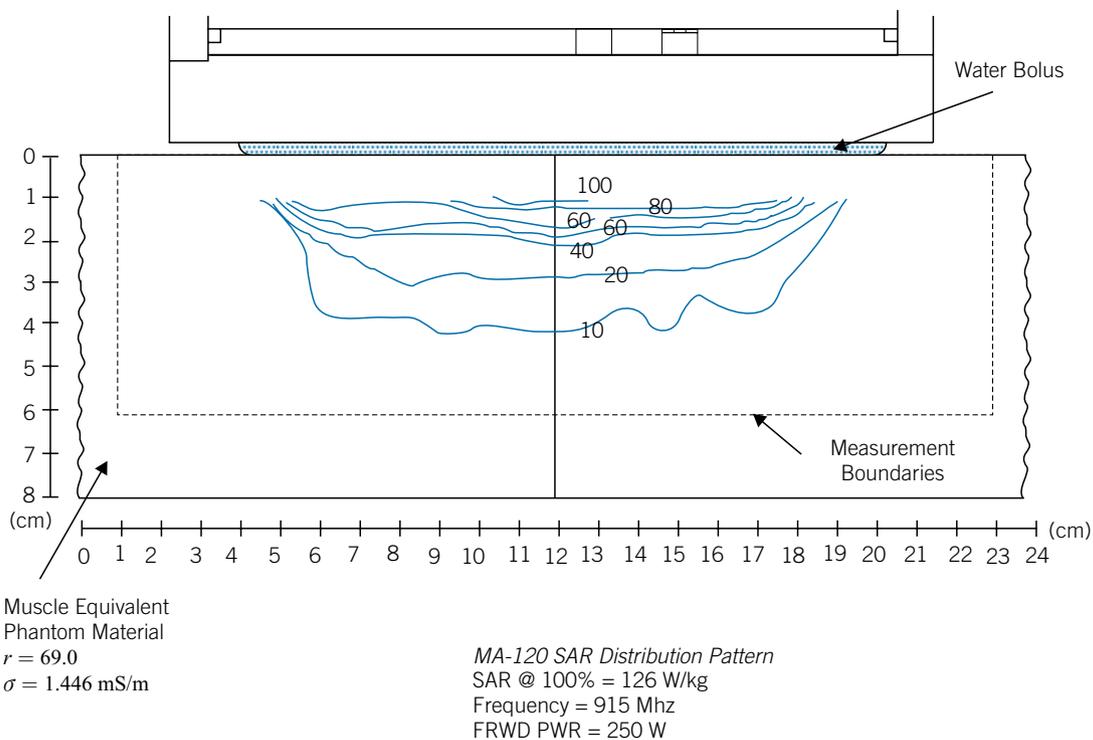


Fig. 8. Medidas de SAR en profundidad en el plano central transversal para aplicador de microondas de 915 MHz cuando se usa bolus de 2 cm entre éste y el maniquí. Extracto del manual de usuario del aplicador MA-120 del equipo BSD-500.

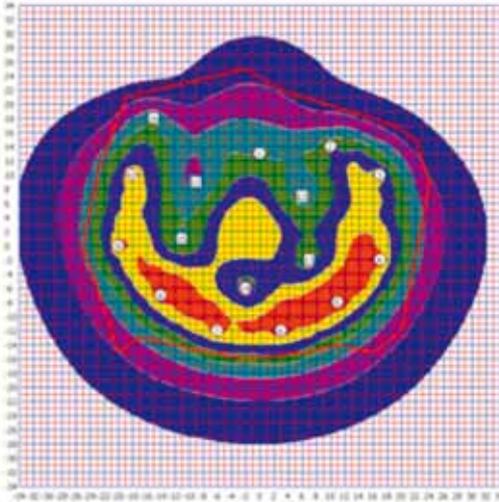


Fig. 9. SAR planificado para un tratamiento de próstata impartido usando los catéteres insertados para braquiterapia de alta tasa.

Cuando el volumen a tratar es profundo, para poder alcanzar los valores de temperatura máximos en el PTV, es necesario conformar el SAR con el fin de evitar que puntos calientes en órganos de riesgo limiten el tratamiento. Con este fin existen dos tipos de equipos para tratamientos no invasivos: los equipos de ultrasonidos de alta intensidad (HIFU) o los equipos radiativos con múltiples antenas.

Los equipos HIFU cuentan con múltiples transductores piezoeléctricos excitables de forma independiente y dispuestos en un paraboloide. Electrónicamente es posible cambiar la posición del foco y su intensidad. Es posible modificar el SAR depuesto cambiando la fase,

frecuencia y amplitud de cada cristal.⁶⁴ Estos equipos se utilizan, generalmente, para ablación de tumores con monitorización en directo de los efectos mediante RM.⁶⁵

Para hipertermia profunda conformada lo más común es el uso de campos electromagnéticos de radiofrecuencia en el rango de los 70 MHz-140 MHz irradiados mediante antenas dipolo dispuestas en uno o varios anillos coaxiales.⁶⁶ La modificación de la fase, frecuencia y amplitud del campo emitido por cada antena permite conformar la forma del campo eléctrico y, por tanto, del SAR, como se muestra en la figura 10. Como consecuencia se puede conformar la región donde se provoca incremento de temperatura. Los anillos de antenas se adaptan al paciente mediante un bolus con agua refrigerada que sirve para, por un lado, evitar calentamiento superficial y, por otro, hacer de capa adaptadora para el campo electromagnético maximizando la absorción y minimizando la reflexión por parte del paciente.⁶⁷ Entre los equipos radiativos se pueden encontrar en el mercado aplicadores compatibles con RM. Esto permite tratar al paciente dentro de una RM para medir de forma no invasiva las temperaturas alcanzadas.

7. Interacción entre campos EM y el tejido

Dependiendo del rango de frecuencia cabe esperar la aparición de diferentes efectos en los tejidos.⁶⁸ Los efectos se dividen en efectos térmicos y no térmicos.⁶⁹

Los efectos no térmicos aparecen en determinados rangos de frecuencia. Como ocurre en el caso de los efectos no estocásticos de las radiaciones ionizantes también aparecen al superar determinados umbrales

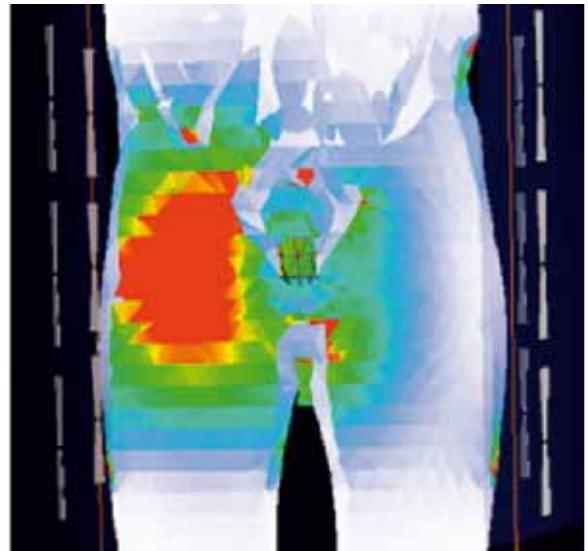
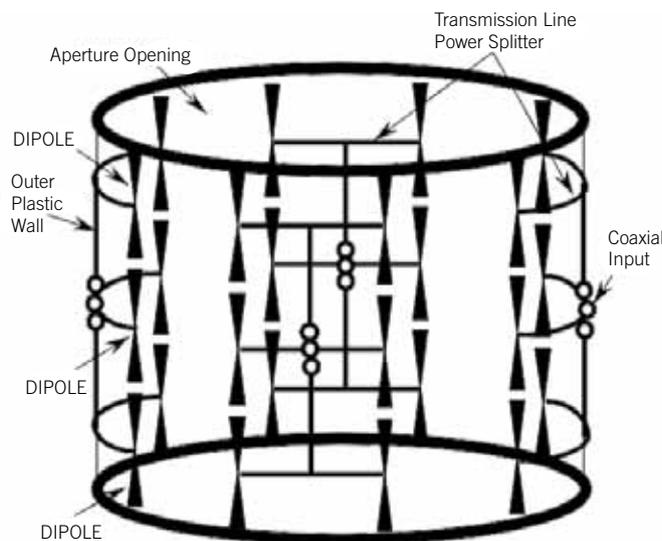


Fig. 10. Esquema de un aplicador de 24 dipolos distribuidos en tres anillos y deposición de SAR en maniquí homogéneo.

de campo, en este caso relacionados con el potencial de membrana. Estos aparecen principalmente para muy bajas frecuencias y para el infrarrojo lejano.⁶⁸

En el caso de las microondas, en bandas muy estrechas de frecuencias del rango de los GHz, el mecanismo principal de interacción es la resonancia con la oscilación de moléculas polares. Esto se refleja en un pico estrecho en la función que representa el coeficiente de atenuación en función de la frecuencia. A las frecuencias de interés para hipertermia conformada profunda la deposición de energía se debe fundamentalmente a pérdidas dieléctricas y por efecto Joule.⁶⁸

Por tanto, los efectos secundarios aparecidos en un tratamiento de hipertermia conformada profunda serán consecuencia de la exposición prolongada a temperaturas supra fisiológicas y son del tipo quemaduras o necrosis. Existen estudios en animales grandes que cuantifican la probabilidad de aparición de efectos secundarios derivados de la hipertermia en función de la dosis de hipertermia.^{70,71} Los valores que se obtuvieron en ellos pueden ser utilizados como guía para la limitación de los tratamientos hasta la existencia de valores fiables provenientes de estudios con personas. Del mismo modo que se proporciona la información de dosis de hipertermia en los tumores mediante CEM43, para los órganos de riesgo se utiliza la misma unidad para la delimitación de dosis de tolerancia compartiendo protagonismo con valores de SAR máximo permitidos.³⁹ Adicionalmente, en la práctica clínica diaria, se establecen límites de temperatura que varían desde los 44 °C a los 46 °C dependiendo del tejido.⁷¹

Para la elección de secuenciación del tratamiento de hipertermia y de quimioterapia y/o radioterapia se ha de atender a la ventana terapéutica definida por el TER en los objetivos relacionados con el daño al tumor y el TER relacionado con el daño al tejido sano (del mismo modo que ocurre con la probabilidad de control tumoral y de daño a tejido sano en los tratamientos radioterápicos). De esta forma es necesario conocer la variación del TER del daño en tejido sano y de mejora

de fracción de supervivencia en el tumor según cambia el intervalo de tiempo entre el tratamiento principal y el de hipertermia.⁴⁷ Como se muestra en la figura 11, la diferencia entre la evolución temporal del TER para los tejidos condiciona la secuencia temporal entre los tratamientos.

8. Planificación de tratamientos

Las ecuaciones que rigen los cálculos de la dosis de hipertermia tienen solución algebraica, al contrario que la ecuación de transporte de Boltzmann. Sin embargo, las primeras incluyen términos que dependen de factores biológicos para los que aún no hay modelos precisos o parámetros que requieren medidas complejas. Esta realidad hace que la incertidumbre que se maneja en las planificaciones de tratamientos de hipertermia oncológica sea de un orden de magnitud mayor al acostumbrado en tratamientos de radioterapia externa. Por tanto, los resultados de las planificaciones de los tratamientos de hipertermia deben interpretarse con cautela atendiendo a las aproximaciones hechas durante el cálculo.

Como diferencia a la planificación de tratamientos de radioterapia externa, también es importante anticipar la ausencia de recomendaciones de homogeneidad de dosis de hipertermia en el volumen a tratar. La incertidumbre en la predicción de temperaturas junto con la imposibilidad, hasta hace muy pocos años, de obtener medidas de temperatura en tres dimensiones, tiene como consecuencia la falta de evidencia científica para establecer tales recomendaciones.

8.1. El proceso de la planificación

El proceso de cálculo en las planificaciones de hipertermia se compone de tres fases: una primera para calcular el SAR en los tejidos, una segunda en la

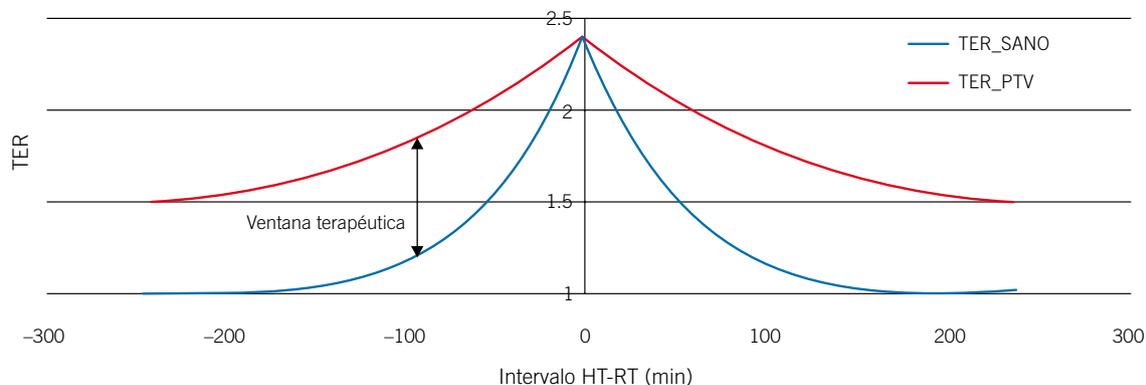


Fig. 11. Ejemplo de curvas usadas para la selección del intervalo entre tratamientos de hipertermia y radioterapia.

Tabla 2. Conductividad y permitividad relativa para 100 MHz de distintos tejidos a 20 °C.⁷³

Tejido	σ (S/m)	ϵ_r
Aire seco	0	1
Hueso cortical	0.064313	15.283
Hueso trabecular	0.022733	6.4881
Músculo	0.70759	65.972
Material gris	0.55946	80.14
Materia blanca	0.32404	56.801
Grasa	0.036295	6.0741
Sangre	1.233	76.818
Piel seca	0.49122	72.929
Piel húmeda	0.5232	65.969
Pulmón en inspiración	0.30569	31.64
Pulmón en espiración	0.55882	67.108

que se realiza el balance de potencias para el cálculo de temperaturas y una tercera de optimización para la selección de la excitación que cumpla las restricciones que se impongan.⁷²

El balance de potencias se computa haciendo el balance entre la potencia entregada por el campo, la saliente por conducción debida a gradientes de temperatura, la radiada al exterior, la disipada por el bolus externo y la absorbida y transportada por la sangre.

Los tejidos se pueden modelar como dieléctricos imperfectos con permitividad y conductividad dependiente de la frecuencia;⁷³ existen funciones para representar su variación con esta.⁷⁴ Por tanto, al exponer los tejidos a campos electromagnéticos generados de forma artificial se puede calcular el SAR usando las ecuaciones de Maxwell. En la tabla 2 se muestran los valores de los parámetros electromagnéticos para tejidos representativos.

Para el cómputo del balance de potencias entrantes y salientes se utilizan los valores de calor específico, conductividad térmica y se tiene en cuenta la perfusión de cada tejido. Si bien los valores de calor específico y conductividad térmica son medibles,⁷⁵ la perfusión sanguínea presenta un problema mayor debido a los muchos cambios que sufre con la temperatura, a que difiere con el tipo de tejido y tumor⁷⁶ y a la dificultad para determinar la estructura de la microvascularización con las técnicas de imagen disponibles.

El proceso de asignación de los valores a los parámetros para el cálculo del SAR y para la estimación de potencias tiene un gran impacto en la exactitud e incertidumbre de los resultados.^{27,77} El procedimiento habitual es segmentar las imágenes, ya sean de TC o

RM, y suponer un valor uniforme de los parámetros en cada volumen segmentado.⁷⁸ Esta suposición hace que, tanto los valores de SAR como de temperatura ofrecidos como resultado de los cálculos, tengan un error de hasta el 20%,⁷⁷ incluso aunque la segmentación de tejidos sea exacta y detallada.⁷⁹ Esto es debido a que los parámetros pueden variar hasta el 50% dentro del mismo órgano.⁷³

Los mapas con la conductividad y permitividad eléctrica de cada vóxel se pueden obtener usando una exploración de RM llamada tomografía de propiedades eléctricas (EPT).⁸⁰ Esta técnica presenta distintos problemas en las interfases entre tejidos por lo que está bajo desarrollo una mejora conocida como EPT con contraste de inversión de fuente (CSI-EPT)⁸¹ para sobreponerse a este problema.

Para computar los efectos de la refrigeración causada por los vasos sanguíneos se recurre a la información aportada por angio-TC o angio-RM y otros mapas relacionados con la perfusión como IVIM, ASL o DSC. Los vasos no visibles en las imágenes son generados por modelos matemáticos.⁸² La discretización de estos vasos y de las ecuaciones de transferencia de calor, usando los grandes vasos como condiciones de contorno, se conoce como modelo discreto vascular (DIVA).⁸³ Los detalles del cálculo usando modelos discretizados se pueden encontrar en la revisión realizada por Kok et al.⁸⁴

Una vez obtenida la relación entre la señal emitida por cada antena y el SAR, realizado el balance de fuentes y sumideros de potencia para cada vóxel, ya sólo resta optimizar el resultado. En la optimización se eligen la combinación de frecuencia, fase y amplitud de los campos emitidos por cada antena para que la suma cumpla con las restricciones de SAR o temperatura impuestas para el tratamiento. Esta es la parte del proceso similar a la obtención de fluencias en planificación inversa de los planificadores de radioterapia externa.

Para la fase de optimización existen dos posibilidades: imponer las restricciones en SAR o en temperaturas. Las comparaciones entre los resultados obtenidos optimizando el resultado a partir de restricciones en SAR o en temperatura fallan a favor de usar las últimas.⁴⁵

Las ventajas de realizar la optimización en SAR es que el cómputo es más sencillo y ocupa poco tiempo, pero la desventaja es que no se tienen en cuenta los efectos de refrigeración. Esto puede llevar a soluciones subóptimas donde los máximos de SAR pudieran no estar relacionados con puntos calientes a causa de la homeostasis.⁸⁵ Sin embargo, debido al elevado número de fuentes de incertidumbre en el modelado vascular, se requiere un buen conocimiento de las limitaciones del modelo utilizado para el cómputo de temperaturas con el fin de guiar el proceso de optimización e interpretar los resultados.

8.2. Solución de ecuaciones

Tanto las ecuaciones que describen el comportamiento del campo eléctrico y magnético mostrados en las ecuaciones (7) a (11)⁸⁶ como la del modelo más básico que define la transferencia de calor en cada punto del paciente mostrado en la ecuación (12),⁸⁷ son ecuaciones en derivadas parciales que pueden ser resueltas mediante los métodos numéricos habituales, al contrario de lo que ocurre con la ecuación de transporte de energía en el caso de las radiaciones ionizantes.

$$\nabla \cdot E = \frac{\rho_{e^-}}{\epsilon} \quad (7)$$

$$\nabla \times E = -M - \mu \frac{\partial H}{\partial t} \quad (8)$$

$$\nabla \cdot B = 0 \quad (9)$$

$$\nabla \times H = \sigma E + \epsilon \frac{\partial E}{\partial t} \quad (10)$$

$$SAR = \frac{\sigma |E|^2}{\rho} \quad (11)$$

$$\nabla \cdot (k_T \nabla \cdot T) + \rho(M' - B' + SAR) = \rho c_e \frac{\partial T}{\partial t} \quad (12)$$

donde ρ_{e^-} representa la densidad de carga eléctrica, M el vector de magnetización, σ la conductividad eléctrica, μ la permeabilidad magnética, ϵ la permitividad eléctrica, k_T la conductividad térmica, ρ la densidad de masa, c_e el calor específico, M' la tasa de calor metabólico por unidad de masa producido por las células, B' la potencia por unidad de masa extraída por la sangre, E el campo eléctrico, B la inducción magnética y H el campo magnético.

Los métodos numéricos para resolver estas ecuaciones (7) a (12) pueden basarse en la discretización de las ecuaciones presentadas, llamándose métodos diferenciales o, alternativamente, de los potenciales en la versión integral de las ecuaciones llamándose métodos integrales. También se pueden resolver las ecuaciones en el dominio del tiempo o sus transformadas de Fourier en el dominio de la frecuencia.⁸⁸

Discretizar el volumen en el que se pretende conocer la temperatura o el campo eléctrico presenta dos ventajas: por un lado, para convertir las operaciones diferenciales en diferencias finitas y, por otro, poder asignar a cada vóxel parámetros diferentes para representar la heterogeneidad de tejidos. El proceso de discretización del paciente se conoce como mallado.⁸⁹ Según el método de resolución utilizado convendrá rea-

lizar el mallado en forma de paralelepípedos, en tetraedros (aumentando la fidelidad del mallado) o alguna otra forma no estructurada.

A continuación, se describen los dos métodos más utilizados para los cálculos en hipertermia.

8.2.1. Método de los elementos finitos (FEM)

La principal ventaja del método de elementos finitos es la flexibilidad de la forma en la malla donde se resuelven las ecuaciones. Durante el proceso de resolución se evalúan las ecuaciones a resolver en los vértices de los elementos de la malla sin ningún requisito en su posición o número de vértices vecinos.⁸⁸ Debido a esto la malla puede tener elementos de distintas formas y dimensiones, aumentando el detalle en los límites entre órganos y disminuyendo donde se estime una menor variación espacial del resultado, por ejemplo, fuera del paciente. En la figura 12 se muestra una malla de dimensiones irregulares.

Una vez obtenida la malla de cálculo se utilizan unas funciones de prueba que se estimen que puedan ser soluciones del problema. En estas funciones se insertan parámetros que se ajustan por un proceso de optimización para cumplir las ecuaciones a resolver.⁸⁸

Para poder resolver el problema planteado en el método FEM hay que proveer las condiciones de contorno en la superficie que envuelve el problema y, gracias a la irregularidad de la malla que permite bajar la resolución, es fácil colocar una superficie absorbente de campos eléctricos alejada del paciente como condición

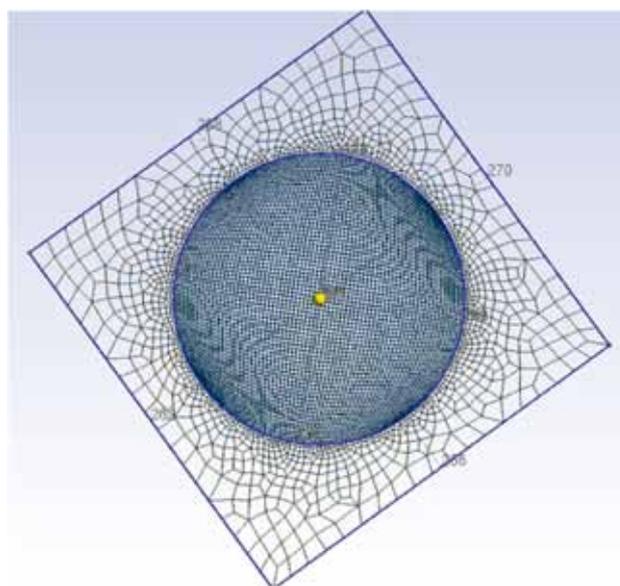


Fig. 12. Mallado irregular para el método FEM. Nótese la diferencia entre la densidad de vértices en la circunferencia y sus alrededores y las presente en las aristas periféricas.

de contorno sin que suponga un coste computacional inabordable.⁹⁰

La función de prueba elegida, como no podía ser de otra manera, es la suma de ecuaciones de onda ponderadas, con los pesos, fases y número de ondas como parámetros a ajustar durante la optimización, mientras que la frecuencia bajo estudio se fija a la emitida por la fuente.^{91,92}

Con este proceso se obtiene la solución estacionaria armónica del problema. La resolución espacial estará determinada por la densidad de vértices de la malla. Esta densidad se incrementa o reduce según el nivel de detalle necesario en cada región. Para la solución del sistema de ecuaciones se usa un algoritmo iterativo ya que una solución directa necesitaría un número de variables que requeriría una cantidad de memoria inasumible. A cambio, debido a las repeticiones en el proceso iterativo, se requiere un tiempo considerable para resolver el problema.

8.2.2. Método de las diferencias finitas en el espacio y en el tiempo (FDTD)

El método FDTD se basa en convertir en diferencias finitas tanto las derivadas parciales respecto al tiempo como al espacio.⁹³ En el método original es necesario el uso de vóxeles con forma de cubos uniformes para la composición de toda la malla de cálculo que representa el paciente. Mejoras posteriores han permitido utilizar distintas dimensiones para las unidades que componen la malla⁹⁴ de forma que se pueda resolver con más detalle en las regiones donde los gradientes espaciales de campo o temperatura son mayores. Con esta mejora se consigue que los resultados de las técnicas FDTD y FEM sean comparables.⁹⁵

Discretizar el tiempo permite evaluar el periodo transitorio hasta alcanzar la estabilidad y calcular el resultado para un rango amplio de frecuencias, pero requiere iterar en el proceso de cálculo hasta llegar a la fase estacionaria. Las optimizaciones del proceso de cálculo ya permiten ejecutarlos en tiempos razonables.⁹⁵

En el caso de las simulaciones FDTD, como condiciones de contorno se requiere la creación de capas perfectamente acopladas o absorbentes alrededor del volumen de cálculo. Estas capas se usan para el cálculo de campos electromagnéticos⁹⁶ y de temperatura. Para este último se usan modificaciones por la aparición de sudor.⁹⁷

8.3. Cálculo de SAR

Como se dijo más atrás los fundamentos de uso de la hipertermia se deben a la exposición prolongada a temperaturas suprafiológicas.¹ Por tanto, de los

campos electromagnéticos interesa conocer la potencia disipada por los tejidos durante su avance por éstos para usar ese dato en la estimación de incremento de temperatura.

Las pérdidas de un campo electromagnético en un dieléctrico, en el caso de campos no ionizantes, se deben a la conducción iónica (bajas frecuencias), la rotación de dipolos (frecuencias del orden de los 100 MHz) y cambios en estados energéticos a nivel atómico (ya en el infrarrojo lejano).⁹⁸

A las frecuencias de trabajo de los equipos radiativos para tratamientos conformados profundos (del orden de los 100 MHz) los tejidos no pueden considerarse como buenos dieléctricos. Por ejemplo, la tangente de pérdidas para el músculo a 100 MHz es 1.93 y la conductividad 0.751 S/m. Estos valores confieren a los tejidos características de malos conductores y malos dieléctricos. Por esto los incrementos de temperatura se deberán tanto al efecto Joule de los conductores como a las pérdidas de dieléctrico.

Sin despreciar ni la conductividad ni la disipación en el dieléctrico, el promedio en un periodo de la divergencia del vector de Poynting, que muestra el cambio de potencia promedio almacenado en el campo (y por tanto depuesto en el tejido), resulta:⁹⁸

$$\begin{aligned} \text{SAR} &= \frac{\langle \vec{S} \rangle}{\rho} = \frac{1}{2\rho} (\omega\varepsilon'' + \sigma) |\vec{E}|^2 = \\ &= \frac{1}{2\rho} \sigma' |\vec{E}|^2 \text{ [W/kg]} \end{aligned} \quad (13)$$

donde S es el vector de Poynting, $\omega\varepsilon''$ la conductividad iónica (siendo ε'' la tangente de pérdidas del tejido multiplicada por la permitividad del mismo y ω la frecuencia angular del campo), σ la conductividad por electrones de conducción, σ' la conductividad eficaz del tejido y ρ la densidad de la masa del tejido.

Como se deduce de la ecuación (13) basta con resolver las ecuaciones de Maxwell usando el método FEM o FDTD para obtener el módulo del campo eléctrico y, así, conocer el SAR. En ambos casos se ha de tener en cuenta la salinidad del bolus que adapta las antenas al paciente para poder asignarle una conductividad y permitividad relativa que lo modelen. En el caso de FEM hay que añadir un volumen auxiliar alrededor del problema para poder aplicar las condiciones de contorno en su superficie mientras que en FDTD basta con colocar una capa absorbente perfectamente acoplada de espesor suficiente.

Es importante mencionar que, como se deriva directamente de las ecuaciones de Maxwell, se puede aplicar el principio de superposición de campos para el cálculo. Por tanto, el proceso habitual es calcular los resultados para cada antena por separado (tenien-

do en cuenta el acoplamiento con otras antenas) y obtener para cada vóxel las matrices de contribución en función de la amplitud, fase y frecuencia. Se obtiene así una matriz de contribución al SAR para cada antena por separado.

8.4. Cálculo de temperaturas

En el cálculo de temperaturas hay bastante más consideraciones a tener en cuenta que en el cálculo del campo electromagnético. La diferencia se encuentra en el modelo usado para incluir la refrigeración causada por la sangre en la ecuación.

El modelo más básico y popular es el desarrollado por Pennes⁸⁷ descrito en la ecuación (12). Este modelo supone que la sangre es un sumidero de calor isótropo que absorbe una potencia proporcional al caudal, a la diferencia de temperatura entre el vóxel y a una temperatura sistémica representativa asignada a la sangre. Por tanto, la contribución de la perfusión al balance de potencias, medida en W/kg, resulta:

$$B = w \cdot \rho_b \cdot c_e (T - T_S) \quad (14)$$

donde w es la tasa de perfusión volumétrica medida en (ml/kg·s), ρ_b la densidad de la masa sanguínea, c_e el calor específico de la sangre, T la temperatura del tejido y T_S la sistémica.

A diferencia del modelo original de Pennes, la realidad es que los vasos tienen un recorrido marcado por la dirección y el sentido de circulación del torrente. Además, hay que tener en cuenta que, salvando el caso de los grandes vasos, el reducido volumen de sangre que fluye en los capilares hace que su temperatura no sea constante y que se vea influida por la potencia absorbida en el vóxel que le precede en su camino.

La primera mejora a realizar es modificar el flujo sanguíneo de una constante a una función dependiente de la temperatura y el tejido afectado.⁹⁹ Una segunda mejora introducida por Chen y Holmes¹⁰⁰ incluye tanto el incremento de temperatura de la sangre de los capilares como el trayecto y su sentido. Tiene en cuenta que la sangre se calentará por conducción en su propio vóxel y por una componente convectiva proveniente del vóxel del que precede. Para tener en cuenta la direccionalidad, en la ecuación (14), se añade un término con una conductividad eficaz que depende de la orientación del vaso y de su posición relativa en árbol vascular respecto a la arteria matriz.

El modelo más sofisticado disponible hasta el momento es el modelo de vascularización discretizado (DIVA).^{83,101} En este modelo se obtienen, a partir de pruebas de imagen TC o RM, los vasos que se definen como curvas con distintos diámetros. Para proyectar

sobre la malla de cálculo se convierten a vóxeles de estimación (que determinan el factor de transferencia de calor) y otros se convierten a vóxeles de intercambio (que son los que efectivamente realizan el intercambio de calor tejido-vaso).

Comparaciones de este modelo con el de Pennes muestran diferencias de hasta 2 °C en las estimaciones de temperatura,¹⁰² lo que demuestra la importancia de conocer los pormenores del modelo de cálculo utilizado en el planificador en uso. Sin embargo, la complejidad del cálculo y la cantidad de datos que se requieren para este modelo reducen su aplicación a volúmenes muy pequeños.

Para los modelos que incluyan vascularización será necesario incluir como datos de entrada de cálculo las angiografías obtenidas por RM o TC y los vasos térmicamente relevantes, estos últimos generados matemáticamente⁸² al no ser visibles en las imágenes anteriores.

8.5. Optimización

La optimización del tratamiento es el proceso por el cual se ajustan la amplitud, fase y frecuencia de los campos emitidos por las antenas para obtener los resultados deseados.

Como primer paso del proceso hay que decidir qué es lo que se desea optimizar. La primera decisión es elegir si se quieren introducir los objetivos y restricciones en el SAR o en los valores de temperaturas obtenidos.

El SAR es calculado únicamente con la incertidumbre de los valores de permitividad y conductividad pero, por otro lado, aunque estos cálculos se realizaran con los mapas CSI-EPT para obtener la conductividad de cada vóxel, hay que tener en cuenta que un máximo en SAR fuera del PTV puede ser refrigerado por la sangre y no ser necesariamente el factor limitante del tratamiento.⁴⁵ Esto quiere decir que optimizar en SAR tiene como ventaja el hacerlo sobre valores con menos incertidumbre pero que pueden limitar el tratamiento acumulaciones de SAR que, a la postre, no acaben convirtiéndose en puntos calientes.

Realizar la optimización basando la función objetivo en restricciones impuestas en temperatura tiene como ventaja que se tienen en cuenta la refrigeración de los tejidos. Sin embargo, usar temperatura tiene como desventaja que los modelos de cálculo de temperatura ofrecen resultados con mucha incertidumbre y deben ser interpretados con el conocimiento profundo del modelo usado.

Como se dijo en la sección 4, los parámetros más relevantes clínicamente y que además sean decisivos para la determinación de efectos secundarios aún no han sido consensuados.^{4,24,38,39,95} Por tanto, los valores

a optimizar cambian según la herramienta de cálculo y el centro que las utilice.

Cuando se optimiza usando SAR se aprovecha que éste se puede calcular aplicando el principio de superposición, esto es, que el campo eléctrico puede obtenerse como combinación lineal del emitido por cada antena. Por esto, el procedimiento es calcular la contribución al campo eléctrico en cada vóxel por cada campo de cada antena y modificar cada una de ellas por separado para obtener el total deseado.

En la ecuación de Pennes (12) para el cómputo de temperaturas sí que es posible aplicar el principio de superposición. Sin embargo, al incorporar el comportamiento no lineal de la vascularización con la temperatura e incluir términos convectivos, deja de ser posible. Por este motivo, el procedimiento habitual cuando se usan temperaturas en el proceso de optimización es, o usar la ecuación de Pennes aplicando el principio de superposición o, en el resto de casos, aplicar una de las siguientes tres opciones:¹⁰³⁻¹⁰⁵

- Calcular una base de excitaciones y elegir una combinación de aquellas que minimice la función objetivo.
- Crear un número menor de fuentes virtuales equivalentes y optimizar para éstas conociendo la relación entre la excitación de las fuentes virtuales y las reales.
- Combinar vóxeles de forma que el cálculo de temperaturas se haga para volúmenes en lugar de para vóxeles y aplicar la optimización a las temperaturas de estos volúmenes.

Usando este procedimiento se puede realizar una optimización del cálculo en cuestión de segundos tanto en SAR como en temperatura, lo que permite cambiar las restricciones durante las sesiones ante las quejas emitidas por los pacientes y obtener un plan reoptimizado.

8.5.1. Optimización en SAR

El equipo del Profesor van Rhoon ha estudiado los distintos criterios de optimización de SAR que se han utilizado en la literatura y, también, su correlación con las temperaturas obtenidas en el PTV.⁴⁶ Según esta revisión el criterio de optimización con más relación con la temperatura del PTV es minimizar el factor mostrado en la ecuación (15):

$$\text{SAR}_{\text{punto caliente/PTV}} = \frac{\text{SAR}(\text{V1})}{\text{SAR}_{\text{PTV}}} \quad (15)$$

donde $\text{SAR}(\text{V1})$ es el promedio del SAR en la región V1 y SAR_{PTV} es el valor medio de dosis de hipertermia en el PTV. La región V1 es aquella de tejido sano que contiene dosis de hipertermia por encima del $\text{SAR}1\%_{\text{total}}$. $\text{SAR}1\%_{\text{total}}$ es el valor de dosis de hipertermia que contiene, como mínimo, el 1% del volumen con mayor valor de dosis de hipertermia en el volumen total del paciente. Resumiendo, V1 es el volumen más caliente fuera del PTV.

La región V1 es aquella de tejido sano que contiene dosis de hipertermia por encima del $\text{SAR}1\%_{\text{total}}$. $\text{SAR}1\%_{\text{total}}$ es el valor de dosis de hipertermia que contiene, como mínimo, el 1% del volumen con mayor valor de dosis de hipertermia en el volumen total del paciente. Resumiendo, V1 es el volumen más caliente fuera del PTV.

8.5.2. Optimización en temperatura

Las funciones objetivo más habituales para la optimización de temperaturas son variaciones menores de las diferencias cuadráticas de temperatura de los vóxeles del PTV con la temperatura de prescripción. Esto tiene el fin de garantizar la homogeneidad de la temperatura del PTV alrededor de la prescripción.^{95,103-107} Habitualmente la función se complementa con la suma al cuadrado de la temperatura de los órganos de riesgo por encima de la temperatura limitante y un término adicional que asegure que no se supere una temperatura límite. Esta función objetivo queda formulada como sigue:

$$\begin{aligned} \Phi = & \sum_{\substack{x \in \text{PTV} \\ T_x < T_{\text{obj}}}} (T_{\text{obj}} - T_x)^2 + \sum_{\substack{x \notin \text{PTV} \\ T_x > T_{\text{sano}}}} (T_x - T_{\text{sano}})^2 + \\ & + p \cdot \sum_{\substack{x \notin \text{PTV} \\ T_x > T_{\text{lim}}}} (T_x - T_{\text{lim}})^2 \end{aligned} \quad (16)$$

donde T_{obj} es la temperatura objetivo (típicamente 43 °C), T_{sano} la temperatura definida como límite para los distintos órganos de riesgo (típicamente 44 °C^{39,71}), T_{lim} la temperatura límite que no se debe sobrepasar en el tejido sano bajo ningún concepto (típicamente 46 °C). p es un factor para ponderar el término que incluye la temperatura límite (típicamente 1000).

8.6. Modificaciones durante la ejecución del tratamiento

La predicción de la temperatura alcanzada durante el tratamiento cuenta con la incertidumbre de la respuesta de la perfusión⁴⁵ y de la presencia de vasos no visibles en las pruebas de imagen.⁸² Con los fines de proporcionar seguridad en los tratamientos, certificar el resultado en la ejecución y recopilar datos para la toma de decisiones clínicas, es imprescindible la medida de temperaturas durante el tratamiento.²¹

Durante la ejecución es común la aparición de quejas por parte del paciente ante las molestias causadas por puntos calientes. Ante este suceso se puede reoptimizar añadiendo nuevas restricciones durante

la ejecución o aplicar unas guías de práctica clínica compuestas por unas acciones cuyos resultados se han evaluado previamente en un planificador. La aplicación de una u otra técnica es indiferente en el caso de tratamientos pélvicos³² mientras que el uso de replanificación en directo se ha comprobado que es la mejor opción en el caso de tratamientos de cabeza y cuello,^{108,109} única localización en la que se puede usar la herramienta de replanificación en directo.

Tras el tratamiento de más de 400 pacientes, el centro MC Erasmus en Rotterdam,³¹ ha desarrollado una guía de actuación para tratamientos en pelvis. Para su creación se han justificado cada una de las actuaciones con medidas en la práctica y estudios en el planificador.

La guía propone la actuación de acuerdo con los siguientes pasos: primero modificar los desfases, segundo realizar cambios en la relación de amplitudes y como última opción o en casos muy específicos propone cambios de frecuencia en el campo emitido por las antenas. Los cambios de fase son más eficientes en el desplazamiento del foco mientras que el aumento de frecuencia concentra el SAR hacia el foco en la dirección lateral. Además, se recomienda colocar el centro del aplicador en el plano situado a 2 cm desde el centro del PTV en la dirección craneal.

Los únicos terminales nerviosos cuya señal es capaz de discernir temperatura se encuentran en la superficie corporal.¹¹⁰ El resto de terminales nerviosos no notan exceso de calor por debajo de los 43 °C ni son capaces de ser interpretados como cambios en la temperatura.¹¹¹ Por tanto, no es de extrañar que la aparición de puntos calientes, según esta guía, pueda detectarse mediante medidas, las quejas del paciente o evoluciones anormales de su presión sanguínea. Los efectos de puntos calientes profundos se interpretarán como ganas repentinas de orinar, presión, dolor de espalda, náuseas o incluso presión del bolus externo.³¹

En ausencia de quejas, teniendo como objetivo alcanzar 43 °C en el punto de medida de referencia del PTV, el tratamiento comienza incrementando 100 W cada 5 minutos, suspendiendo los incrementos si hay quejas y continuando con esta tasa tras 5 minutos sin quejas. El periodo transitorio de incremento de temperatura se estima en los primeros 30 minutos de tratamiento.

8.6.1. Corrección de temperaturas descompensadas

En los tratamientos de cérvix se colocan sondas vesical, vaginal y rectal. Si las medidas, que se realizan cada 5 minutos, en la vejiga son mayores en media que en el recto, se corrigen variando la posición del foco en la dirección anteroposterior hacia el extremo donde se hayan medido temperaturas menores.

8.6.2. Manejo de puntos calientes profundos

Para comprobar que se debe a un exceso de potencia se pausa la emisión del equipo y, en caso de que el síntoma de punto caliente profundo desaparezca al pausar la transmisión, se modifica la posición del foco alejándolo de la zona donde se ha detectado el síntoma.

8.6.3. Manejo de puntos calientes superficiales

Tras detectar que se deben al campo emitido pausando la irradiación se cambia la relación de potencias entre antenas hacia el extremo opuesto, pero manteniendo la potencia total y posición del foco.

8.6.4. Modificación de frecuencia

Si aparecen puntos calientes en lugares opuestos o no funcionan las técnicas anteriores se recomienda el cambio de frecuencia. Al aumentar la frecuencia aumenta la concentración de SAR en el foco a costa de que puedan aparecer puntos fríos en el PTV.¹¹² La frecuencia de comienzo recomendada es de 77 MHz.

8.7. Paquetes de cálculo comerciales

A la fecha en que se redacta este documento, los únicos equipos de hipertermia conformada profunda con aprobación de la CEE y la FDA para su uso como producto sanitario son los de la serie BSD-2000 (Pyrexar Medical Corp., Salt Lake City, Utah, EE. UU.). Sin embargo, no existe ningún planificador con el distintivo de producto sanitario para su uso en la práctica clínica habitual.⁷⁸

Para los cálculos de SAR y estimaciones de temperatura se utilizan tanto herramientas dedicadas como conjuntos de herramientas para resolución de problemas físicos generales que cubran las tareas de mallado, cómputo de SAR, cómputo de temperatura, optimización y visualización de los resultados.

Sigma Hyperplan^{92,113} (Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik, ZIB, Berlín) es la herramienta de planificación más usada.⁷⁸ Está basada en el software para manejo y visualización de estructuras 3D AMIRA (Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik, ZIB, Berlín) más una herramienta de resolución de ecuaciones diferenciales específica para hipertermia tanto mediante FEM como FDTD. El cálculo de SAR se realiza por superposición del causado por cada antena asignando a cada órgano segmentado unos valores predefinidos de conductividad y permitividad uniformes. El programa trae predefinidas las mallas que describen las antenas de la serie SIGMA de los equipos de la serie BSD-2000. El cálculo de temperaturas se realiza mediante FDTD usando el modelo de Pennes y la optimización se realiza minimizando la ecuación (17):¹¹⁴

$$\Phi = \sum_{\substack{x \in \text{PTV} \\ T_x < T_{\text{obj}}}} (T_{\text{obj}} - T_x)^2 + p \cdot \sum_{\substack{x \notin \text{PTV} \\ T_x > T_{\text{sano}}}} (T_x - T_{\text{sano}})^2 \quad (17)$$

donde T_{obj} es la temperatura objetivo, T_{sano} la temperatura definida como límite para los distintos órganos de riesgo y p es un factor de peso a la restricción en tejido sano.

SIM4LIFE (Schmidt & Partner Engineering AG, Zúrich, Suiza) es el heredero de la herramienta SEMCADX del mismo fabricante. Esta herramienta de simulación se utiliza para múltiples fenómenos físicos, entre ellos, los relacionados con hipertermia. Las mallas que definen al Hypercollar (Erasmus MC, Róterdam, Países Bajos) y a los aplicadores de los equipos de la serie BSD-2000 se incluyen predefinidas. Para los pacientes se pueden usar unos modelos de pacientes típicos definidos con mucho detalle o, como alternativa, se pueden segmentar las imágenes de los mismos. Se pueden incluir imágenes angio-RM o angio-TC para la determinación de los vasos para el cálculo de temperaturas. Las imágenes EPT se pueden incorporar de forma indirecta mediante *scripts* programados Python para asignar valores de conductividad y permitividad a cada vóxel. Esta herramienta de cálculo permite el uso de los vasos para las delimitaciones de condiciones de contorno en su versión comercial mientras que ya está en pruebas en algunos centros su uso para cálculo según el modelo DIVA. La optimización se puede realizar tanto imponiendo las restricciones en SAR como en temperatura.

PLAN2HEAT¹¹⁵ (AMC, Ámsterdam, Países Bajos) incluye las mallas que modelan los equipos experimentales AMC4 y AMC8 (AMC, Ámsterdam, Países

Bajos). Los cálculos se realizan mediante FDTD para las ecuaciones completas de Maxwell usando valores de base de datos (dependientes de la temperatura) para los parámetros eléctricos y térmicos de los órganos. Las mallas para el cálculo están compuestas por cubos dado que el software está basado en geometrías de vóxel. Los cálculos de temperatura se realizan utilizando datos dinámicos para la perfusión y el modelo DIVA para computar la influencia de los vasos. La optimización es posible realizarla tanto para SAR como para temperaturas.

VEDO^{107,108} (Erasmus MC, Róterdam, Países Bajos) es una herramienta para reoptimización durante los tratamientos. Importa las matrices de influencia de cada antena sobre los mapas de SAR y permite, de forma gráfica, imponer nuevas restricciones sobre puntos calientes para reoptimizar rápidamente y modificar el tratamiento en curso. Está diseñado para su uso con Hypercollar.

En la tabla 3 puede encontrarse un resumen de las herramientas de planificación comerciales que hay disponibles.

9. Termometría

Debido a la incertidumbre en la estimación del planificador, para evaluar el incremento de temperatura que está causando el campo impartido por el equipo de hipertermia, se recomienda hacer medidas durante el tratamiento.^{1,21,25,116}

Si bien el uso de medidas intersticiales ha estado discutido desde un principio^{28,29} la recomendación actual es medir intracavitariamente en los puntos más cerca-

Tabla 3. Características de los planificadores disponibles.

Herramienta	Datos del paciente	Equipos	Cálculo de SAR	Cálculo de la temperatura	Optimización
Hyperplan	TC/RM Cubos/tetraedros Segmentación manual/ Importa RT. Struct	BSD Sigma XX BSD Sigma Ellipse BSD Sigma Eye	FDTD/FEM Tejidos predefinidos	Pennes	Temperatura
Sim4Life	Modelos de pacientes TC/RM Cubos/tetraedros/sin restricción	BSD Sigma XX BSD Sigma Ellipse BSD Sigma Eye	FDTD/FEM Tejidos predefinidos	Pennes, DIVA Perfusión dinámica	SAR/Temperatura
Plan2Heat	TC/RM	AMC-4 AMC-8 Intersticial Microstrip	FDTD EPT/Tejidos predefinidos	Pennes, DIVA Angio RM/TC Generación matemática de vasos pequeños	SAR/Temperatura (reoptimización en directo de la temperatura)
VEDO	TC/RM Importa RT. Struct	HyperCollar HyperCollar 3D	FDTD EPT/Tejidos predefinidos	NO	SAR (reoptimización en directo)

nos al PTV posibles o, si se dispone del equipamiento necesario, realizar medidas no invasivas.^{1,21,25,116}

9.1. Termometría invasiva

Al estar inmersas en un campo electromagnético intenso, las sondas de temperatura deben estar diseñadas específicamente para su uso en este ambiente. De no ser así, debido a las interferencias o al calentamiento por efecto Joule, las medidas durante el tratamiento, incluso con el campo detenido, podrían tanto arrojar medidas falsas como provocar quemaduras en el paciente. Las opciones comerciales para estas medidas son las sondas Bowman¹¹⁷ o las sondas de fibra óptica.

Los equipos de hipertermia profunda incluyen habitualmente varios canales de medida con una sonda mecanizada en cada uno de ellos. Gracias a la mecanización es posible programar el desplazamiento y la lectura de temperaturas a lo largo del camino del catéter que las contiene para obtener perfiles de temperatura periódicos. Esto requiere que la sonda esté conectada por cable o fibra óptica al transductor externo.

En caso de tratar lesiones accesibles, ya sea porque son superficiales o son accesibles mediante alguna vía natural, o en aquellos tratamientos donde se inserten catéteres por motivos clínicos relacionados con el tratamiento (como puede ser la braquiterapia de alta tasa) sí que es factible colocar las sondas de temperatura directamente en la lesión. Sin embargo, en la mayor parte de los casos estas medidas no son posibles.

La práctica habitual para la medida de temperatura es la colocación de catéteres en las cavidades más cercanas a la región de tratamiento.^{40,118-120} Sobre el recorrido del catéter se define un rango representativo coincidente con la proyección del PTV sobre este. El valor de temperatura T_x será la temperatura que superen al menos el x% de las medidas en la parte representativa durante cada recorrido del catéter.

No todas las medidas de temperatura peritumorales están correlacionadas con las temperaturas intratumorales²⁸⁻³⁰ debido a la perfusión de los tejidos intermedios. Sin embargo, muchas de estas medidas peritumorales sí que lo están con el resultado clínico.³⁰ Por tanto, el resultado de las medidas hay que interpretarlo de dos modos:

- Medidas en puntos de referencia³⁰ que, con corrección, representan la temperatura del PTV porque se ha demostrado la correlación entre ambas.
- Medidas que representan el valor de temperatura de tejido sano y que hay que mantener por debajo del límite de tolerancia.

En el caso de las medidas en puntos de referencia se busca ajustar la potencia para obtener medidas lo

más cercanas posible a la temperatura de tratamiento (43 °C) mientras que en el caso de temperaturas no correlacionadas con la del PTV el ajuste de potencia se hace con el objetivo de mantener las medidas justo por debajo de la temperatura de tolerancia del tejido donde está alojada la sonda.

Las modificaciones de potencia se hacen teniendo en cuenta la predicción de puntos calientes (ya sea en SAR o temperatura) predichos por el planificador y las indicaciones del paciente. El procedimiento de modificación se realiza según lo descrito en la sección 7.6.

9.2. Termometría RM

La medida de temperatura mediante resonancia magnética permite obtener mapas tridimensionales de incremento de temperatura de forma no invasiva.¹²¹ Al existir aplicadores compatibles con RM* es posible tratar a pacientes en el interior de estos equipos. Si bien, debido al movimiento del agua de los bolus, es necesario detener el tratamiento para poder realizar medidas.

Existen muchas exploraciones en RM que permiten medir distintos parámetros de los tejidos y que dependen de la temperatura. Ejemplos de esto son los mapas T1, T2, del coeficiente de difusión aparente del agua o de la transferencia de magnetización. Con todos ellos se realizan dos exploraciones en las que la diferencia está relacionada con la temperatura. Por este motivo no existen maniqués para calibración trazables a valores patrón. Por tanto, si se comparan medidas de varios centros debe hacerse con precaución verificando que el procedimiento y los parámetros usados sean similares.

En artículos de revisión¹²² se detalla cómo obtener los cambios de temperatura a partir de cada parámetro del tejido además de sus figuras de mérito†. De entre todos los parámetros estudiados, el que ofrece los mejores resultados, es la variación de la frecuencia de precesión.¹²³ Esto es debido a que la variación del coeficiente de deriva con la temperatura en función del tejido estudiado (excepto la grasa) es mínimo y, además, su valor absoluto es utilizable en la práctica clínica.

Al cambiar la temperatura cambia el apantallamiento químico, con él la frecuencia de precesión y, como consecuencia, la frecuencia del eco emitido. Para poder tener mapas de variación de la frecuencia de precesión (PRFS) se recurre a la fase recibida. Esto hace que la diferencia de fase entre dos exploraciones

* El fabricante de equipos compatibles con RM, PYREXAR (www.pyrexar.com) facilita la lista de RM con los que han probado la interoperabilidad con su dispositivo.

† El anglicismo “figura de mérito” hace referencia a un valor cuantitativo para evaluar el rendimiento de algo en relación con el fin para el que se utiliza.

sea proporcional a la diferencia de temperatura. La relación entre el cambio de fase y de temperatura se obtiene como sigue:¹²³

$$B_{\text{local}}(T) \cong B_{\text{macro}} - \left(\frac{2\chi}{3} + \sigma(T) \right) B_0 \quad (18)$$

$$\Delta\varphi \cong -\gamma T_E (B_{\text{local}}(T_2) - B_{\text{local}}(T_1)) \quad (19)$$

$$\Delta T = \frac{\Delta\varphi}{\alpha \cdot \gamma \cdot T_E \cdot B_0} \quad (20)$$

siendo ΔT el incremento de temperatura, $\Delta\varphi$ el incremento de fase[‡], σ el apantallamiento químico, α la deriva con la temperatura de σ , γ la constante giromagnética, T_E el tiempo de eco y B_0 el valor de la inducción magnética principal del equipo.

El hecho de que la medida de temperatura se base en una diferencia de imágenes comporta determinadas complicaciones. Estas complicaciones son debidas al movimiento entre las exploraciones, a veces inevitable, como en el caso del corazón. Además, hay que tener en cuenta que hay otros parámetros que también tienen deriva con la temperatura o el tiempo y que son de magnitud comparable al coeficiente de variación con la fase.¹²⁴

Para compensar la deriva de la inducción magnética principal (B_0) entre la exploración de referencia y la exploración en el momento de la medida (recuérdese que el tratamiento de hipertermia se extiende a más de una hora) se aprovecha la práctica invariabilidad de la frecuencia de precesión del tejido adiposo con la temperatura¹²³ ($\alpha_{\text{agua}} \approx 56 \cdot \alpha_{\text{grasa}}$). Se supone que cualquier cambio en la frecuencia de precesión de la grasa se debe exclusivamente a variaciones en el campo magnético principal¹²⁵ en lugar de a la temperatura. También se puede estudiar el cambio en la frecuencia de precesión en una muestra que no varíe su temperatura o que pueda medirse de forma directa. Así, por ejemplo, es habitual encontrar pequeños recipientes con aceites u otro líquido graso en la zona de exploración, pero fuera del área de tratamiento de hipertermia con una sonda de temperatura de fibra óptica para monitorizar su temperatura.

Debido a que la grasa imbricada en los vóxeles del resto de tejidos puede falsear las lecturas, también se suelen usar algunas de las técnicas de supresión de grasa para las exploraciones de lectura de fase.¹²⁴

La conductividad de los tejidos también cambia con la temperatura en una magnitud comparable al cambio provocado en la diferencia de fase. Debido a este cambio en la conductividad se producirán como consecuencia cambios en la velocidad de fase del gradiente¹²⁶ de excitación de la RM. Para solucionar esto se utiliza una exploración con doble eco quedando la ecuación (20) modificada como sigue:¹²⁶

$$\Delta T = \frac{(\Delta\varphi_m(T_{E2}) - \Delta\varphi_m(T_{E1})) - (\Delta\varphi_r(T_{E2}) - \Delta\varphi_r(T_{E1}))}{\alpha \cdot \gamma \cdot (T_{E2} - T_{E1}) \cdot B_0} \quad (21)$$

siendo φ_m el tejido de muestra bajo estudio y φ_r una región de referencia que se mantiene a temperatura constante o de alto contenido en lípidos para corregir la variación de B_0 .

A pesar de todas estas técnicas, cuando el tejido es de alto contenido en grasa como la mama, los cambios en la susceptibilidad magnética de esta comprometen la exactitud de la medida. Por tanto, en tejidos con mucha grasa la medida con la técnica PRFS debe interpretarse con precaución.¹²⁷ Para estos casos, como en la mama, es posible sustituirla por medidas de temperatura basadas en T2.¹²⁸

Una segunda causa de cambio de susceptibilidad magnética es la perfusión sanguínea. Las medidas basadas en PRFS infra o sobreestiman la temperatura debido a esto.^{125,129} Si se esperan cambios importantes de perfusión en la región de interés se podrían utilizar técnicas como IVIM, ASL, DCE o DSC para la cuantificación del flujo con el fin de conocer dónde se sobreestima o se subestima la temperatura siempre que el incremento de tiempo de medida sea aceptable.

Cuando se desea monitorizar el cambio de temperatura de órganos que se mueven (como los pulmones o el corazón) puede optarse por varias opciones: corrección del movimiento usando alineación de las secuencias imágenes, corrección usando ecos piloto, monitorización del movimiento (*gating*) o adquirir varias imágenes de referencia en distintas fases del movimiento para comparar con aquella que coincide con el momento de la exploración de medida.¹²⁴

El auge de la ablación HIFU en pulmón ha forzado al desarrollo de técnicas PRFS sin imágenes de referencia. Para poder hacer esto se estima la fase inicial mediante la interpolación de la fase de grasa cercana a la región de interés o de tejidos no afectados por la hipertermia.¹²⁴ Esto limita la validez a regiones de medida relativamente pequeñas para que la interpolación de fases sea precisa.¹³⁰

Para realizar las medidas hay que tener ciertas precauciones con el fin de evitar la aparición de artefactos. Por ejemplo, si el equipo de hipertermia emite a una frecuencia cercana a la de precesión causada por la RM hay que detener la irradiación para hacer las medi-

‡ No todos los fabricantes de RM incluyen la información de fase para protocolos de práctica clínica. General Electric requiere una licencia de investigación para obtener los mapas de fase y amplitud.

das. Un equipo de 1.5 T tiene la cadena de recepción de señal sintonizada alrededor de los 64 MHz mientras que un equipo de hipertermia puede funcionar en el rango de los 100 MHz. Debido a la alta sensibilidad de la cadena de recepción de la RM y, también, a la alta potencia de emisión del equipo de hipertermia, se ha de introducir un filtro paso banda a la frecuencia de precesión en la RM y un filtro paso alto para frecuencias superiores a la misma en el equipo de hipertermia. Pero la precaución que más tiempo consume es la necesidad de esperar a que deje de moverse el agua que circula por el bolus. Habitualmente el agua está circulando para refrigerarse pudiendo ser necesarios hasta 2 minutos para su detención.²⁵ Usando secuencias rápidas 2D de eco de gradiente “spoiled”, la medida PRFS puede realizarse en unos 3 s por plano.¹³¹

La medida de temperatura con resonancia magnética, como ocurre en casi todos los aspectos de RM, es un compromiso entre resolución y el par tiempo de medida-relación señal a ruido. La práctica habitual en hipertermia profunda conformada donde la región de interés para la medida no es pequeña es el uso de PRFS con doble eco y el uso de valores de referencia en el tejido graso local.^{125,129}

La versatilidad de la RM permite que, además de la medida de temperatura, se puedan realizar varias medidas de otros parámetros al comienzo y final del tratamiento. Así, por ejemplo, se puede medir la perfusión pre y post tratamiento en la región de interés o comprobar la integridad de los tejidos para detectar quemaduras mediante imágenes T2 con supresión de grasa.

10. Sistema de calidad

La estructura y tareas de un sistema de calidad para los tratamientos de hipertermia no difieren de la de cualquier otro tratamiento como puede ser el de radioterapia. El conjunto de componentes del sistema son exactamente los mismos: planificación, diseño del proceso completo del paciente y su información, proceso de garantía de calidad, control de los indicadores resultantes de la ejecución del proceso, evaluación del sistema completo y mejora continua.

El conjunto de tareas y módulos que componen un sistema de calidad¹¹⁶ puede verse en la tabla 4. La mayor parte son similares a las de un tratamiento de radioterapia externa con la diferencia de que los tratamientos son monitorizados mediante la medida de temperatura y que puede usarse planificador o *steering*.

10.1. Responsabilidades del personal

Los documentos de referencia para este capítulo son las guías elaboradas por consenso de la STM,

ESHO y RTOG.^{21,25} En ellos puede encontrarse una descripción detallada de este aspecto.

Durante las sesiones de hipertermia, debido a que los pacientes sufren el estrés fisiológico del incremento de temperatura, se recomienda que haya supervisión de un médico y presencia de personal de enfermería además del personal técnico que ejecuta el tratamiento,²⁵ salvo en el caso de tratar pacientes sedados donde la presencia del médico también está recomendada.

Según las recomendaciones,²⁵ tanto para los médicos responsables como para los físicos,^{21§} y para los técnicos, se considera como una formación práctica adecuada la recibida en el tratamiento de 20 pacientes. Para los técnicos se recomienda además una formación teórica adicional. Tras este entrenamiento se puede considerar al personal como capacitado para los tratamientos de hipertermia.

El médico responsable será el encargado de decidir si el paciente es candidato o no a recibir hipertermia. Para esta responsabilidad, en caso de dudas sobre la posibilidad de incrementar la temperatura en lo necesario o la factibilidad del tratamiento por motivos técnicos, dispondrá del asesoramiento de un físico. No obstante, el médico debe contar con el conocimiento sobre las pautas generales del comportamiento de cada equipo. Si el médico decide que el paciente es candidato para el tratamiento, entonces es el responsable de determinar el PTV y los órganos de riesgo. También será el responsable de definir el fraccionamiento, la dosis de hipertermia objetivo (SAR, CEM43, o temperaturas) del PTV y de restricción fuera de éste. Bajo su decisión se determinan los controles a los que debe someterse el paciente antes, durante y después del tratamiento. En caso de no usarse planificación sino *steering* será el encargado de delimitar la posición del tumor (ya sea mediante pruebas de imagen o haciendo uso de un ecógrafo si no dispone de ellas). La decisión en lo relativo a las modificaciones de potencia durante el tratamiento deben ejecutarse conforme a una guía de actuación desarrollada en consenso entre los radiofísicos y médicos de la unidad de hipertermia, como se describió en la sección 7.6. Pero la decisión sobre si el SAR previsto en el PTV con la potencia tolerada por el paciente es suficiente y procede continuar el tratamiento son, de nuevo, responsabilidad del médico.

En caso de usar sondas de temperatura para controlar la ejecución de los tratamientos su ubicación será decidida de acuerdo entre el radiofísico y el médico responsable de forma que su posición y recorrido faciliten medidas significativas y su colocación sea segura.

§ En el texto se utiliza el término *Radiofísico* cuando la información es de elaboración propia. Por el contrario, cuando se hace referencia a la información de [21,25], se utiliza el término *físico*. En estas publicaciones se menciona explícitamente que el término *físico* abarca a físicos, físicos médicos e ingenieros.

Tabla 4. Componentes del sistema de calidad. Adaptado de [116].

Módulo GC	Proceso/Procedimiento	Requisito
Planificación de calidad	Definición de procesos y recursos necesarios	Definición de los objetivos a alcanzar
Guía de calidad	Definición de guías	<ul style="list-style-type: none"> • Requisitos exigibles para los equipos • Requisitos exigibles al personal • Requisitos para la documentación • Responsables del diagnóstico, de las prescripciones y de los aspectos técnicos • Responsable de la documentación
Garantía de calidad	Manuales y procedimientos clínicos	<ul style="list-style-type: none"> • Indicaciones • Planes de tratamiento <ul style="list-style-type: none"> – Interacción con RT y/o QT – Definición PTV y OR – Dosis, fraccionamiento y secuenciación – Seguimiento • Calidad durante el tratamiento <ul style="list-style-type: none"> – Cuidados preventivos – Tratamiento de efectos secundarios • Documentación
	Aspectos físicos y técnicos	<ul style="list-style-type: none"> • Instrumentación necesaria • Pruebas de aceptación • Pruebas de constancia • Pruebas rutinarias • Imágenes simulación/posicionamiento • CC durante los tratamientos • Seguridad del paciente • Modos de control de la potencia • Termometría • Documentación físico-técnica
Control de calidad	Definición de niveles de acción/investigación	<ul style="list-style-type: none"> • Consecuencias de la violación de niveles
	Evaluación científica de los resultados de los tratamientos	<ul style="list-style-type: none"> • Propuestas de mejora en documentación
Mejoras en la calidad	Cambios para la obtención de mejores resultados	<ul style="list-style-type: none"> • Mejoras en el proceso • Acciones para cumplir recomendaciones internacionales

En caso de requerir el uso de un sistema de planificación de tratamiento o medida de temperatura mediante RM, el físico será el encargado de ejecutar estas tareas además de velar por la validez de los datos de entrada y la coherencia de los resultados.

Además de conocer las características del efecto de los equipos, la interacción de los campos con el tejido y las herramientas de planificación, los físicos deben conocer los fundamentos fisiológicos, el sistema de calidad y los sistemas de termometría.²¹ Durante la ejecución del tratamiento, tras las modificaciones según la guía de actuación pactada, si la potencia resultante y el SAR estimado no alcanzan lo previsto, el físico puede proponer modificaciones en la colocación de los

aplicadores, el posicionamiento o algún otro parámetro. En caso de que estos cambios sean infructuosos queda en manos del médico evaluar si continuar con el tratamiento o desistir.

El físico es el responsable de la aceptación, caracterización y verificación de la constancia del funcionamiento del equipo, así como de determinar si se encuentra en condiciones aceptables para el tratamiento de pacientes. Del mismo modo debe actuar sobre el resto de los elementos implicados en el tratamiento como las herramientas de medida de temperatura o las herramientas de planificación de tratamientos. Es reseñable que no haya mención a la eficacia e integridad del apantallamiento de la sala en las recomendaciones publicadas.

Los técnicos deben tener conocimientos sobre los efectos de la hipertermia en el paciente además del conocimiento del manejo del equipo en modo clínico. Deben estar formados para la ejecución de las modificaciones necesarias sobre el tratamiento según la guía de actuación y el contenido de la documentación a cumplimentar sobre cada sesión de tratamiento. Los técnicos son los encargados de ejecutar los tratamientos manipulando los equipos y colocando y retirando al paciente.

Las guías de actuación para las modificaciones durante la sesión deben estar bien fundamentadas. Para ello los físicos de la unidad realizarán las simulaciones y medidas necesarias, así como constataciones de su eficiencia con el asesoramiento de los médicos en lo relativo a la seguridad del paciente.

El contenido de la documentación de cada sesión debe ser de utilidad para la evaluación de la efectividad de la sesión y tomar posibles decisiones sobre modificaciones. Además, también debe servir para la evaluación clínica del tratamiento global. Estos documentos de seguimiento de sesión se redactarán de acuerdo con las indicaciones de médicos y físicos.

10.2. Verificación del equipamiento

Tanto el equipo de hipertermia como las herramientas de planificación y de medida de temperatura (sondas o RM) deben estar en condiciones óptimas para el tratamiento y disponer de las prestaciones necesarias para conseguir los objetivos propuestos.

La legislación española³³ requiere que los productos sanitarios reciban el mantenimiento adecuado. Por tanto, es importante comprobar en el programa de garantía de calidad que se cumplen las intervenciones preventivas indicadas por el fabricante y las correctivas cuando sean necesarias antes de dar el visto bueno al equipo para su uso clínico.

Con el fin de garantizar las prestaciones de los equipos, los físicos realizarán, de acuerdo con el distribuidor, una batería de pruebas para certificar que el equipo tiene las prestaciones que se le suponen, ya sea tras la instalación o tras una reparación.

Una vez aceptada la unidad de tratamiento el equipo de físicos de la unidad debe registrar detalladamente el comportamiento del equipo para fijar un estado de referencia inicial con la información necesaria para tomar las decisiones futuras.

Aunque existen informes detallados de la AAPM¹³² para este fin, debido a su antigüedad, han quedado obsoletos tanto en el equipamiento al que van dirigidos como en las herramientas que recomiendan para su ejecución. Actualmente, para caracterizar el equipo se pueden utilizar matrices de diodos Schottky para medir el campo eléctrico en el seno de un maniquí homogéneo¹³³

mientras que, para el control de constancia, se pueden usar matrices de diodos LED.¹³⁴ Otro procedimiento propuesto incluye las mediciones de variaciones de fase para la determinación de las correcciones a la matriz S considerando el sistema como un cuadripolo.¹³⁵

Para la caracterización del equipo de medida de temperatura formado por distintas sondas se comprueba la exactitud, precisión, estabilidad, el tiempo de respuesta además de la exactitud, precisión y velocidad de su movimiento en catéteres.¹³⁶

Para la termometría con RM no existen aún procedimientos de consenso, aunque sí se proponen algunos maniquíes homogéneos con distintos compuestos para ejecutar sobre ellos medidas de temperatura comparadas con baterías de medidas con sondas de temperatura.^{137,138}

Además de las medidas de caracterización y constancia se recomienda realizar pruebas diarias para comprobar la funcionalidad del equipo antes de comenzar a tratar pacientes con fines de garantizar la seguridad.

Para los planificadores de hipertermia no existe una guía sobre los procedimientos de aceptación y verificación, pero sí algún ejemplo sobre la evaluación de estos.¹¹⁵

10.3. Documentación para el sistema de calidad

Con el fin obtener conclusiones para la evaluación de los tratamientos de los pacientes y la mejora continua del sistema de calidad es crítico recoger la información necesaria sin que ello suponga un sobrecoste injustificado.

Se recomienda el registro del comportamiento del equipo, así como el mantenimiento de un libro de actuaciones sobre este. Este conjunto de documentos tiene el fin de permitir comprobar la constancia frente a los valores de referencia y tener criterios de juicio para descartar o achacar al equipo la aparición de determinados efectos.

Las tareas para control de calidad, el diseño de los tratamientos (tanto el posicionamiento del paciente como las pautas para planificación o *steering*), la medida de temperatura, las modificaciones a realizar durante las sesiones, las prescripciones de dosis y los fraccionamientos deben estar protocolizados para garantizar la uniformidad de actuación aun habiendo cambios en el personal.

La prescripción de tratamiento se recomienda que sea mediante un documento que recoja la información necesaria de forma que el resto del equipo interviniente en el tratamiento no encuentre dudas en el objetivo del mismo. Por tanto, el volumen a tratar, los órganos de riesgo, la dosis de hipertermia, los límites de tolerancia,

el fraccionamiento y las precauciones excepcionales deben registrarse al comienzo del proceso.

Puesto que el tratamiento suele sufrir modificaciones durante su ejecución es importante registrar los parámetros utilizados finalmente y las medidas de temperatura obtenidas. También es importante registrar cómo y dónde se obtuvieron, así como si se completó totalmente la sesión o sus posibles causas de finalización prematura.

11. Legislación aplicable

El programa de formación del especialista en oncología radioterápica, según la legislación actual,²² indica que tras su finalización el médico especialista debe disponer de los conocimientos necesarios incluidos en las recomendaciones para liderar los tratamientos de hipertermia. Del mismo modo los técnicos especialistas también incluyen en su decreto de formación²³ conocimientos de interacción de radioterapia e hipertermia. En el programa de formación de radiofísica hospitalaria¹³⁹⁻¹⁴¹ no hay mención a tratamientos de hipertermia pero sí de control de calidad de equipos que usan radiaciones no ionizantes para diagnóstico y menciones a protección radiológica.

La exposición a campos electromagnéticos de estos rangos de frecuencia ha sido objetivo de estudios epidemiológicos que han dado como fruto, por parte del ICNIRP, un informe con una guía para la limitación de exposición a campos electromagnéticos.⁶⁹ Esta guía sirvió como base a la Unión Europea para la creación de la Directiva 2013/35¹⁴² para la limitación de la exposición de trabajadores a campos electromagnéticos. La Directiva se traspuso a la normativa española en el RD 299/2016.¹⁴³

En esta normativa se cuantifican para trabajadores unos valores límite de exposición expresados en términos de SAR y unos niveles de acción de los campos

eléctrico y magnético que provocarían esos valores límite de exposición.

La guía de buenas prácticas para la implementación de la Directiva 2013/35¹⁴⁴ recomienda el uso de los datos del fabricante del equipo para la estimación de la exposición de los trabajadores frente a la realización de medidas propias descrita en la norma UNE-EN 50499:2009¹⁴⁵ que indica en su capítulo 6 medidas exhaustivas para equipos de tratamiento que utilizan fuentes de radiofrecuencia con potencias de más de 100 mW.

Para el público, sin embargo, se debe atender al RD 1066/2001¹⁴⁶ en el que se establecen los límites de exposición del público. En este decreto se conocen como restricciones básicas los niveles de exposición relacionados con efectos biológicos y niveles de referencia aquellas magnitudes que provocan que se alcancen las restricciones básicas. De este RD se emitieron correcciones para el campo H máximo.^{147,148}

En la tabla 5 se sintetizan los límites descritos en los respectivos decretos.

Si se atiende a las posibles interferencias a otros equipos también se ha de tener en cuenta la banda de frecuencias de funcionamiento. La banda ISM es una banda de frecuencia habilitada para uso común para aplicaciones científico-médicas en la que todos los equipos deben estar preparados para recibir interferencias, pues no se requiere título habilitante para su uso por debajo de determinados niveles de potencia y ancho de banda.¹⁴⁹ Este es el motivo por el que varios equipos de hipertermia utilizan frecuencias centradas en 13.56 MHz, 27 MHz, 433 MHz y 2.4 GHz que están asignadas a usos industriales, científicos y médicos en el cuadro nacional de atribución de frecuencias.¹⁵⁰ Sin embargo, los equipos de hipertermia conformada profunda funcionan en la banda de los 70 MHz a los 120 MHz por lo que no le son aplicables los límites definidos para estas bandas especiales sino los definidos para la protección de trabajadores,¹⁴³ público¹⁴⁶ y los

Tabla 5. Limitaciones para campos de frecuencias entre 70 MHz y 120 MHz. Los valores de SAR deben estar promediados durante 6 minutos y la masa promediada corresponde a 10 g en un paralelepípedo homogéneo. Los valores de referencia de pico se obtienen multiplicando los valores rms correspondientes por 32. *f* es la frecuencia del campo.

*Corregido en BOE posteriores^{147,148} respecto al RD 299/2001.¹⁴⁶

Profesional expuesto ¹⁴³			Público ¹⁴⁶	
	Valor límite exposición	Nivel de acción (rms)	Restricción básica	Nivel de referencia (rms)
Media en cuerpo entero	SAR < 0.4 W/kg	E < 61 V/m	SAR < 0.08 W/kg	E < 28 V/m H < 0.073 A/m*
Cabeza, cuello y tronco	SAR < 10 W/kg	B < 0.2 μT (salvo RM)	SAR < 2 W/kg	B < 0.092 μT
Extremidades	SAR < 20 W/kg	I _{inducida} < 100 mA	SAR < 4 W/kg	S < 2 W/m ²

máximos para garantizar la compatibilidad electromagnética del equipo.

Cualquier aparato activo del mercado requiere la verificación de su inmunidad ante perturbaciones radiadas según el RD 1591/2009³³ si es un equipo electromédico o según el RD 186/2016¹⁵¹ para el resto de productos. Los procedimientos de medida de las perturbaciones radiadas se describen en las normas UNE-EN-60601-1-2¹⁵² y UNE-EN 55011:2008/A2:2008¹⁵³ para equipos médicos y UNE-EN-55016¹⁵⁴ el resto de productos no sanitarios. Los equipos sanitarios deben ser inmunes a 3 V/m,¹⁵² con este valor y con los procedimientos de los profesionales más la ubicación del público se puede determinar el valor de la atenuación del apantallamiento de la sala donde se instale, sin olvidar el límite inferior impuesto por la recomendación del fabricante.

Los equipos de hipertermia oncológica que usan campos electromagnéticos están considerados como productos sanitarios de categoría IIb³³ estando sometidos, como consecuencia, al cumplimiento del Real Decreto 1591/2009³³ para su uso en la práctica clínica habitual. Esto implica que deben estar distribuidos por una empresa con licencia previa de funcionamiento emitida por la Agencia Española del Medicamento y estar inscrita en su registro de productos sanitarios

además de ser mantenidos conforme a los requisitos del fabricante y usados bajo las indicaciones y restricciones descritas en su etiquetado.³³

El Real Decreto 188/2016¹⁵⁵ que hace referencia, entre otras materias, a los aspectos de interferencias y protección de trabajadores y público en lo relativo a campos electromagnéticos, tiene su ámbito limitado a equipos radioeléctricos. Este mismo decreto restringe su cumplimiento a equipos destinados a telecomunicaciones. De este modo, los equipos de hipertermia oncológica quedan fuera de su ámbito de aplicación.

Todo esto implica que, antes de instalar un equipo de hipertermia se debe comprobar que el equipo está inscrito en el registro de productos sanitarios, que el distribuidor dispone de autorización y estudiar las indicaciones de seguridad del etiquetado del producto para conocer los requisitos de la instalación además de los diagramas de radiación. Tras la instalación es necesario verificar que no se sobrepasan los niveles de campo que limitan la compatibilidad electromagnética del resto de equipos, los niveles de acción para la protección de trabajadores y los niveles de referencia para público. Esto último puede requerir un proyecto previo para determinar la atenuación necesaria de un posible apantallamiento de la sala donde se instale el equipo.

12. Siglas y significados

AETSA	Agencia de evaluación de tecnología sanitaria de Andalucía
ASL	Arterial Spin Labeling
CEM43	Cumulative Equivalent Minutes at 43 °C
CSI-EPT	Contrast Source Inversion Electric Properties Tomography
DC	Dendritic Cell
DIVA	Discrete Vascular
DSC	Dynamic Susceptibility Contrast
EPT	Electrical Properties Tomography
EQD	Equivalent Dose
ESHO	European Society for Hyperthermic Oncology
FDTD	Finite Domain Time Domain
FEM	Finite Elements Method
HIFU	High Intensity Focused Ultrasound
HIPEC	Hypertermic Intraperitoneal Chemotherapy
HSP	Heat Shock Proteins
IVIM	Intra Voxel Incoherent Motion
LQ	Linear Quadratic

MHC	Maximum Histocompatibility Complex
NK	Natural Killer
OR	Organ at Risk
PTV	Planning Target Volume
RM	Resonancia Magnética
SAR	Specific Absorption Rate
STM	Society for Thermal Medicine
TC	Tomografía Computarizada
TER	Thermal Enhancement Ratio

Referencias bibliográficas

- van der Zee J, Vujaskovic Z, Kondo M, Sugaharad T. The Kadota Fund International Forum 2004-Clinical group consensus. *Int J Hyperthermia* 2008;24(2):111-22.
- Skitzki JJ, Repasky EA, Evans SS. Hyperthermia as an immunotherapy strategy for cancer. *Curr Opin Investing Drugs* 2009;10(6):550-8.
- Datta NR, Gómez Ordóñez S, Gaipil US, et al. Local hyperthermia combined with radiotherapy and/or chemotherapy: Recent advances and promises for the future. *Cancer Treat Rev* 2015;41(9):742-53.
- Field SB, Morris CC. The relationship between heating time and temperature: its relevance to clinical hyperthermia. *Rad Oncol* 1983;1:179-86.
- Sanjuanbenito Ruiz de Alda W, Guirado Llorente D. Principios básicos. En: Guirado Llorente D. *Radiobiología Clínica*. Ed. 1. España: SEFM; 2003. p. 12-20.
- Eppink B, Krawczyk P M, Stap J, Kanaar R. Hyperthermia-induced DNA repair deficiency suggests novel therapeutic anti-cancer strategies. *Int J Hyperthermia* 2012;28(6):509-17.
- Kampinga HH, Dynlacht JR, Dikomey E. Mechanism of radiosensitization by hyperthermia (43 °C) as derived from studies with DNA repair defective mutant cell lines. *Int Hyperthermia* 2004;20(2):131-9.
- Oei AL, Vriend LEM, Crezee J, Franken NAP, Krawczyk PM. Effects of hyperthermia on DNA repair pathways: one treatment to inhibit them all. *Rad Onc* 2015;10:165.
- Xu M, Myerson RJ, Straube WL, et al. Radiosensitization of heat resistant human tumors cells by 1 hour at 41.1 °C and its effect on DNA repair. *Int J Hyperthermia* 2002;18(5):385-403.
- Landon CD, Benjamin SE, Ashcraft KA, Dewhirst MW. A role for the copper transporter Ctr1 in the synergistic interaction between hyperthermia and cisplatin treatment. *Int J Hyperthermia* 2013;29(6):528-38.
- Leyko W, Bartosz G. Membrane effects of ionizing radiation and hyperthermia. *Int J Radiat Biol Relat Stud Phys Chem Med* 1986;49(5):743-70.
- Winslow TB, Eranki A, Ullas S, et al. A pilot study of the effects of mild systemic heating on human head and neck tumour xenografts: Analysis of tumour perfusion, interstitial fluid pressure, hypoxia and efficacy of radiation therapy. *Int J Hyperthermia* 2015;31(6):693-701.
- Song CW, Shakil A, Griffin RJ, Okajima K. Improvement of tumor oxygenation status by mild temperature hyperthermia alone or in combination with carbogen. *Seminars in Oncology*. 1997;24(6):626-32.
- Toraya-Brown S, Fiering S. Local tumour hyperthermia as immunotherapy for metastatic cancer. *Int J Hyperthermia* 2014;30(8):531-9.
- Zänker KS, Lange J. Whole body hyperthermia and natural killer cell activity. *Lancet* 1982;1(8280):1079-80.
- Shen RN, Hornback NB, Shidnia H, Shupe RE, Brahmi Z. Whole-body hyperthermia decreases lung metastases in lung tumor-bearing mice, possibly via a mechanism involving natural killer cells. *J Clin Immunol* 1987;7:246-53.
- Frey B, Weiss EM, Rubner Y, et al. Old and new facts about hyperthermia-induced modulations of the immune system. *Int J Hyperthermia* 2012;28(6):528-42.
- Chen T, Guo J, Han C, Yang M, Cao X. Heat shock protein 70, released from heat-stressed tumor cells, initiates antitumor immunity by inducing tumor cell chemokine production and activating dendritic cells via TLR4 pathway. *J Immunol* 2009;182(3):1449-59.
- Urano M. Kinetics of Thermotolerance in Normal and Tumor Tissues: A Review. *Cancer Res* 1986;46(2):474-82.
- Peer AJ, Grimm MJ, Zynda ER, Repasky EA. Diverse immune mechanisms may contribute to the survival benefit seen in cancer patients receiving hyperthermia. *Inmunol Res* 2010;46(1-3):137-54.
- Myerson RJ, Moros EG, Diederich CJ, et al. Components of a hyperthermia clinic: recommendations for staffing, equipment, and treatment monitoring. *Int J Hyperthermia* 2014;30(1):1-5.
- Orden Ministerial 3142/2006 de 20 de Septiembre por la que publica y aprueba el programa formativo de la especialidad de Oncología Radioterápica. *Boletín Oficial del Estado*, núm. 245, de 13 de octubre de 2006, pp. 35519-35527.
- Real Decreto 772/2014, de 12 de septiembre, por el que se establece el título de Técnico Superior en Radioterapia y Dosimetría y se fijan sus enseñanzas mínimas. *Boletín Oficial del Estado*, núm. 241, de 4 de octubre de 2014, pp. 79393-79459.

24. Cox RS, Kapp DS. Correlation of thermal parameters with outcome in combined radiation therapy hyperthermia trials. *Int J Hyperthermia* 1992;8(6):719-32.
25. Bruggmoser G, Bauchowitz S, Canters R., et al. European Society for Hyperthermic Oncology. Guideline for the clinical application, documentation and analysis of clinical studies for regional deep hyperthermia. *Strahlen therapie Und Onkologie* 2012;188(2):198-211.
26. de Greef M, Kok HP, Correia D, et al. Uncertainty in hyperthermia treatment planning: The need for robust system design. *Phys Med Biol* 2011;56:3233-50.
27. van der Zee J, Peer-Valstar JN, Rietveld PJ, de Graaf-Strukowska I, van Rhoon GC. Practical limitations of interstitial thermometry during deep hyperthermia. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;40:1205-12.
28. Wust P, Gellermann J, Harder C, et al. Rationale for using invasive thermometry for regional hyperthermia of pelvic tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;41:1129-37.
29. Van Vulpen M, De Leeuw AAC, Van De Kamer JB, et al. Comparison of intra-luminal versus intra-tumoural temperature measurements in patients with locally advanced prostate cancer treated with the coaxial TEM system: report of a feasibility study. *Int J Hyperthermia* 2003;19(5):481-97.
30. Wust P, Cho CH, Hildebrandt B, Gellermann J. Thermal monitoring: Invasive, minimal-invasive and non-invasive approaches. *Int J Hyperthermia* 2006;22(3):255-62.
31. van der Wal E, Franckena M, Wielheesen DHM, van der Zee J, van Rhoon GC. Steering in locoregional deep hyperthermia: Evaluation of common practice with 3D-planning. *Int J Hyperthermia* 2008;24(8):682-93.
32. Franckena M, Canters R, Termorshuizen F, Van der Zee J, Van Rhoon GC. Clinical implementation of hyperthermia treatment planning guided steering: A cross over trial to assess its current contribution to treatment quality. *Int J Hyperthermia* 2010;26:145-57.
33. Real Decreto 1591/2009, de 16 de octubre, por el que se regulan los productos sanitarios. Boletín oficial del estado, núm. 268, de 6 de Noviembre de 2009, pp. 92708-92778.
34. Sapareto SA, Dewey WC. Thermal dose determination in cancer therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1984;10:787-800.
35. Oleson JR, Samulski TV, Leopold KA, Clegg ST, Dewhirst MW, Dodge RK, et al. Sensitivity of hyperthermia trial outcomes to temperature and time: Implications for thermal goals of treatment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;25:289-97.
36. Pearce JA. Comparative analysis of mathematical models of cell death and thermal damage processes. *Int J Hyperthermia* 2013;29(4):262-80.
37. Dewey WC, van der Wal E, Franckena M, et al. Arrhenius relationships from the molecule and cell to the clinic. *Int J Hyperthermia* 2009;25(1):3-20.
38. van Rhoon GC. Is CEM43 still a relevant thermal dose parameter for hyperthermia treatment monitoring? *Int J Hyperthermia* 2016;32(1):50-62.
39. Van Rhoon GC, Samaras T, Yarmolenko PS, et al. CEM 43 °C thermal dose thresholds: a potential guide for magnetic resonance radiofrequency exposure levels? *Eur Radiol* 2013;23:2215-27.
40. Franckena M, Fatehi D, de Bruijne M, Canters RAM, van Norden Y, Mens JW, et al. Hyperthermia dose-effect relationship in 420 patients with cervical cancer treated with combined radiotherapy and hyperthermia. *Eur J Cancer* 2009;45:1969-78.
41. Kok HP, Crezee J, Franken NAP, et al. Quantifying the combined effect of radiation therapy and hyperthermia in terms of equivalent dose distributions. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2014;88:739-45.
42. van Leeuwen CM, Crezee J, Oei AL, et al. 3D radiobiological evaluation of combined radiotherapy and hyperthermia treatments. *Int J Hyperthermia* 2017;33(2):160-9.
43. Niemierko A. Reporting and analyzing dose distributions: a concept of equivalent uniform dose. *Med Phys* 1997;24:103-10.
44. Horsman MR. Tissue physiology and the response to heat. *Int J Hyperthermia* 2006;22:197-203.
45. de Greef M, Kok, HP, Correia D, Bel A, Crezee J. Optimization in hyperthermia treatment planning: The impact of tissue perfusion uncertainty. *Medical Physics* 2010;37(9):4540-50. doi: 10.1118/1.3462561.
46. Canters RAM, Wust P, Bakker JF, Van Rhoon GC. A literature survey on indicators for characterisation and optimisation of SAR distributions in deep hyperthermia, a plea for standardisation. *Int J Hyperthermia* 2009;25(7):593-608.
47. Overgaard J. Simultaneous and sequential hyperthermia and radiation treatment of an experimental tumor and its surrounding normal tissue in vivo. *Int Journal Rad Onc Biol Phys* 1980;6(11):1507-17.
48. Robins HI. Meeting report. Systemic Hyperthermia Oncological Working Group. *Oncology* 1995;52:260-3.
49. Wehner H, Von Ardenne A, Kalto S, et al. Whole-body hyperthermia with water-filtered infrared radiation: technical-physical aspects and clinical experiences. *Int J Hyperthermia* 2001;17(1):19-30.
50. Jia D, Liu J. Current devices for high-performance whole-body hyperthermia therapy. *Expert Review of Medical Devices* 2010;7(3):407-23.
51. Coit DG. Hyperthermic isolation limb perfusion for malignant melanoma: A review. *Cancer Investig* 1992;10:277-84.
52. Ceelen WP, Hesse U, De Hemptinne B, Pattyn P. Hyperthermic intraperitoneal chemoperfusion in the treatment of locally advanced intra-abdominal cancer. *Br J Surgery* 2000;87:1006-15.
53. Directiva 2014/53/UE del Parlamento Europeo y del Consejo, de 16 de abril de 2014, relativa a la armonización de las legislaciones de los Estados miembros sobre la comercialización de equipos radioeléctricos, y por la que se deroga la Directiva 1999/5/CE Texto pertinente a efectos del EEE. Diario Oficial de la Unión Europea, L 153, 22 de mayo de 2014. Pp. L 153/62-106.
54. Matsuda T. The present status of hyperthermia in Japan. *Ann Acad Med Singapore* 1996;25(3):420-4.
55. Kroeze H, van de Kamer JB, de Leeuw AAC, Kikuchi M, Legendijk JJW. Treatment planning for capacitive regional hyperthermia. *Int J Hyperthermia* 2003;19(1):58-73.
56. van Rhoon GC, van der Zee J, Broekmeyer-Reurink MP, et al. Radiofrequency capacitive heating of deep-seated tumours using pre-cooling of the subcutaneous tissues: results on thermometry in Dutch patients. *Int J Hyperthermia* 1992;8(6):843-54.
57. Kok HP, Crezee JA. comparison of the heating characteristics of capacitive and radiative superficial hyperthermia. *Int J Hyperthermia* 2017;33(4):378-6.

58. Rhee JG, Lee CK, Osborn J, Levitt SH, Song CW. Precooling prevents overheating of subcutaneous fat in the use of RF capacitive heating. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991;20(5):1009-15.
59. Song CW, Rhee JG, Lee CK, Levitt SH. Capacitive heating of phantom and human tumors with an 8 MHz radiofrequency applicator (Thermotron RF-8). *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1986;12(3):365-72.
60. Vorst A. Fundamentals in electromagnetics. En: Vorst A, van der A, Rosen A, Kotsuka Y. RF/microwave interaction with biological tissues. Ed 1. EEUU: John Wiley & Sons; 2006. p. 7-62.
61. Kok HP, De Greef M, Correia D, et al. FDTD simulations to assess the performance of CFMA-434 applicators for superficial hyperthermia. *Int J Hyperthermia* 2009;25:462-76.
62. Gabriel S, Lau RW and Gabriel C. The dielectric properties of biological Tissues: Measurements in the frequency range of 10 Hz to 20 GHz. *Phys Med Biol* 1996;41:2251-69.
63. Guy AW, Lehmann JF, Stonebridge JB. Therapeutic applications of electromagnetic power. *IEEE Proc* 1974;62(1):55-75.
64. Partanen A, Yarmolenko PS, Viitala A, et al. Mild hyperthermia with magnetic resonance-guided high-intensity focused ultrasound for applications in drug delivery. *Int J Hyperthermia* 2012;28(4):320-36.
65. Maloney E, Hwang JH. Emerging HIFU applications in cancer therapy. *Int J Hyperthermia* 2015;31(3):302-9.
66. Fatehi D, van Rhooon GC. SAR characteristics of the Sigma-60-Ellipse applicator. *Int J Hyperthermia* 2008;24(4):347-56.
67. Leybovicht LB, Myerson RJ, Emami B, Straube WL. Evaluation of the Sigma 60 applicator for regional hyperthermia in terms of scattering parameters. *Int J Hyperthermia* 1991;7(6):917-35.
68. Sheppard AR, Swicord ML, Balzano Q. Quantitative evaluations of mechanisms of radiofrequency interactions with biological molecules and processes. *Health Phys* 2008;95(4):365-96.
69. ICNIRP. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health Phys* 1998;74(4):494-522.
70. Dewhirst MW, Vigiante BL, Lora-Michiels, M, et al. Basic principles of thermal dosimetry and thermal thresholds for tissue damage from hyperthermia. *Int J Hyperthermia* 2003;19(3):267-94.
71. Yarmolenko PS, Moon EJ, Landon C, et al. Thresholds for thermal damage to normal tissues: An update. *Int J Hyperthermia* 2011;27(4):320-43.
72. Paulides MM, Stauffer PR, Neufeld E, et al. Simulation techniques in hyperthermia treatment planning. *Int J Hyperthermia* 2013;29(4):346-57.
73. Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz, *Phys Med Biol* 1996;41:2251-69.
74. Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues, *Phys Med Biol* 1996;41:2271-93.
75. Duck FA. Thermal Properties of Tissue. En: Duck FA. *Physical Properties of Tissues, a Comprehensive Reference Book*. San Diego: Academic Press Ltd.; 1990. p. 9-42.
76. Song, CW. Effect of local hyperthermia on blood flow and microenvironment: a review. *Cancer Res* 1984;44(10 Suppl):4721s-30s.
77. van de Kamer JB, Van Wieringen N, De Leeuw AAC, Legendijk JJW. The significance of accurate dielectric tissue data for hyperthermia treatment planning. *Int J Hyperthermia* 2001;17:123-42.
78. Kok HP, Wust P, Stauffer PR, et al. Current state of the art of regional hyperthermia treatment planning: a review. *Radiat Oncol* 2015;10:196.
79. Verhaart RF, Fortunati V, Verduijn GM, et al. The relevance of MRI for patient modeling in head and neck hyperthermia treatment planning: A comparison of CT and CT-MRI based tissue segmentation on simulated temperature. *Medical Phys* 2014;41:123302.
80. Katscher U, Voigt T, Findeklee C, Vernickel P, Nehrke K, Dossel O. Determination of electric conductivity and local SAR via B1 mapping. *IEEE Trans Med Imaging* 2009;28:1365-74.
81. Van den Berg PM, Abubakar A. Contrast source inversion method: state of art. *Prog Electromagn Res* 2001;34:189-218.
82. van Leeuwen GM, Kotte AN, Legendijk JJ. A flexible algorithm for construction of 3-D vessel networks for use in thermal modeling. *IEEE Trans Biomed Eng* 1998;45:596-604.
83. Baish JW. Formulation of a statistical model of heat transfer in perfused tissue. *J Biomech Eng* 1994;116:521-7.
84. Kok HP, Gellerman J., van den Verg C. A. T., et al. Thermal modelling using discrete vasculature for thermal therapy: A review. *Int J Hyperthermia* 2013; 29(4):336-45.
85. Canters RA, Franckena M, van der Zee J, van Rhooon GC. Optimizing deep hyperthermia treatments: Are locations of patient pain complaints correlated with modelled SAR peak locations? *Phys Med Biol* 2011;56:439-51.
86. Maxwell JK. A dynamical theory of the electromagnetic field. *Phil Trans R Soc Lond* 1865;155:459-512.
87. Pennes HH. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *J Appl Physiol* 1948;1:93-122.
88. Ames WF. Numerical methods for partial differential equations. Ed. 3. San Diego: Academic Press Ltd.; 1996.
89. Das SK, Clegg ST, Anscher MS, Samulski TV. Simulation of electromagnetically induced hyperthermia: a finite element gridding method. *Int J Hyperthermia* 1995;11(6):797-808.
90. Jin JM. *The Finite Element Method in Electromagnetics*. Ed. 3. New York: Wiley; 2014.
91. Lynch DR, Paulsen KD, Strohbehn JW. Finite element solution of Maxwell's equations for hyperthermia treatment planning. *J Comput Phys* 1985;58(2):246-69.
92. Deuflhard P, Schiela A, Weiser M. Mathematical cancer therapy planning in deep regional hyperthermia. *Acta Numerica* 2012;21:307-78.
93. Yee K. Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 1966;14(3): 302-7.
94. Das SK, Clegg ST, Anscher MS, Samulski TV. Simulation of electromagnetically induced hyperthermia: a finite element gridding method. *Int J Hyperthermia* 1995;11(6):797-808.
95. Sreenivasa G, Gellermann J, Rau B, et al. Clinical use of the hyperthermia treatment planning system HyperPlan to predict effectiveness and toxicity. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;55(2):407-19.

96. Berenger JP. A perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves. *J Comput Phys* 1994;114(2):185-200.
97. Neufeld E. High resolution hyperthermia treatment planning. Ed 1. Suiza: SWISS FEDERAL INSTITUTE OF TECHNOLOGY ZURICH; 2008.
98. Jiao S, Luan D, Tang J. Principles of radio-frequency and microwave heating. En: Awuah GB, Ramaswamy HS, Tang J. Radio-frequency heating in food processing : principles and applications Ed. 20141008 version). Nueva York: CRC Press; 2015.
99. Lakhssassi A, Kengne E, Semmaoui H. Investigation of non-linear temperature distribution in biological tissues by using bioheat transfer equation of Pennes' type. *Natural Science* 2010;2(3):131-8. doi
100. Chen MM, Holmes KR. Microvascular contributions in tissue heat transfer. *Ann N Y Acad Sci* 1980;335:137-50.
101. Kotte ANTJ, van Leeuwen GMJ, de Bree J, et al. A description of discrete vessel segments in thermal modelling of tissues. *Phys Med Biol* 1996;41:865-84.
102. Van den Berg CAT, van de Kamer JB, De Leeuw AAC, et al. Towards patient specific thermal modeling of the prostate. *Phys Med Biol* 2006;51:809-25.
103. Das SK, Clegg ST, Samulski TV. Computational techniques for fast hyperthermia temperature optimization. *Med Phys* 1999;26:319-28.
104. Kok HP, Van den Berg CAT, Bel A, Crezee J. Fast thermal simulations and temperature optimization for hyperthermia treatment planning, including realistic 3D vessel networks. *Med Phys* 2013;40:103303.
105. Cheng KS, Stakhursky V, Craciunescu OI, et al. Fast temperature optimization of multi-source hyperthermia applicators with reduced-order modeling of 'virtual sources'. *Phys Med Biol* 2008;53:1619-35.
106. Kok HP, Van Haaren PMA, Van de Kamer JB, et al. High-resolution temperature-based optimization for hyperthermia treatment planning. *Phys Med Biol* 2005;50:3127-41.
107. Erdmann B, Lang J, Seebass M. Optimization of temperature distributions for regional hyperthermia based on a nonlinear heat transfer model. *Ann N Y Acad Sci* 1998;858:36-46.
108. Rijnen Z, Bakker JF, Canters RAM, et al. Clinical integration of software tool VEDO for adaptive and quantitative application of phased array hyperthermia in the head and neck. *Int J Hyperthermia* 2013;29(3):181-93.
109. Canters R, Franckena M, Van der Zee J, Van Rhooon G. Complaint adaptive PD-optimization as a tool for HTP-guided steering in deep hyperthermia treatment of pelvic tumors. *Phys Med Biol* 2008;53(23):6799-820.
110. Graven-Nielsen T, Arendt-Nielsen L, Mense S. Thermosensitivity of muscle: High-intensity thermal stimulation of muscle tissue induces muscle pain in humans. *J Physiol* 2002;540:647-56.
111. Tominaga M, Caterina MJ. Thermosensation and pain. *J Neurobiol* 2004;61:3-12.
112. Van Rhooon GC, Van Der Heuvel DJ, Ameziane A, et al. Characterization of the SAR distribution of the Sigma-60 applicator for regional hyperthermia using a Schottky diode sheet. *Int J Hyperthermia* 2003;19:642-54.
113. Stalling D, Seebass M, Hege HC, Roland F. HyperPlan - an integrated system for treatment planning in regional hyperthermia. C. Franconi, G. Arcangeli and R. Cavaliere (Eds.), Proceedings of the 17th Congress on Hyperthermic Oncology, 1996, April 9-13, Rome, Italy, Vol. 2, pp. 552-554, 1996.
114. Gellermann J, Wust P, Stalling D, et al. Clinical evaluation and verification of the hyperthermia treatment planning system hyperplan. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47:1145-56.
115. Kok HP, Kotte ANTJ, Crezee J. Planning, optimisation and evaluation of hyperthermia treatments. *Int J Hyperthermia* 2017;33(6):593-607.
116. Bruggmoser G. Some aspects of quality management in deep regional hyperthermia. *Int J Hyperthermia* 2012;28(6):562-9.
117. Olsen RG, Bowman RR. Simple nonperturbing temperature probe for microwave/radio frequency dosimetry. *Bioelectromagnetics* 1989;10:209-13.
118. Rau B, Wust P, Tilly W, et al. Preoperative radiochemotherapy in locally advanced or recurrent rectal cancer: Regional radiofrequency hyperthermia correlates with clinical parameters. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;48:381-91.
119. Tilly W, Gellermann J, Graf R, et al. Regional hyperthermia in conjunction with definitive radiotherapy against recurrent or locally advanced prostate cancer T3 pNO MO. *Strahlenther Onkol* 2005;181:35-41.
120. Franckena M, Stalpers LJ, Koper PC, et al. Long-term improvement in treatment outcome after radiotherapy and hyperthermia in locoregionally advanced cervix cancer: an update of the Dutch Deep Hyperthermia Trial. *Int J Rad Onc Biol Phys* 2008;70(4):1176-82.
121. van Rhooon GC, Wust P. Introduction: Non-invasive thermometry for thermotherapy. *Int J Hyperthermia* 2005;21(6):489-95.
122. Rieke V, Pauly K. MR thermometry. *J Magn Reson Med* 2008;27:376-90.
123. Peters RT, Hinks RS, Henkelman RM. Ex vivo tissue-type independence in proton-resonance frequency shift MR thermometry. *Magn Reson Med* 1998;40:454-9.
124. Winter L, Oberacker E, Paul K, et al. Magnetic resonance thermometry: Methodology, pitfalls and practical solutions. *Int J Hyperthermia* 2016;32(1):63-75.
125. Gellermann J, Wlodarczyk W, Hildebrandt B, et al. Noninvasive magnetic resonance thermography of recurrent rectal carcinoma in a 1.5 Tesla hybrid system. *Cancer Res* 2005;65:5872-80.
126. Peters RD, Henkelman RM. Proton-resonance frequency shift MR thermometry is affected by changes in the electrical conductivity of tissue. *Magn Reson Med* 2000;43:62-71.
127. Sprinkhuizen SM, Konings MK, van der Bom MJ, et al. Temperature-induced tissue susceptibility changes lead to significant temperature errors in PRFS-based MR thermometry during thermal interventions. *Magn Reson Med* 2010;64:1360-72.
128. Baron P, Ries M, Deckers R, et al. In vivo T2-based MR thermometry in adipose tissue layers for high-intensity focused ultrasound near-field monitoring. *Magn Reson Med* 2014;72:1057-64.
129. De Poorter JD, De Wagter CD, De Deene YD, et al. Noninvasive MRI thermometry with the proton resonance frequency (PRF) method: In vivo results in human muscle. *Magn Reson Med* 1995;33:74-81.
130. Kickhefel A, Rosenberg C, Roland J, et al. A pilot study for clinical feasibility of the near-harmonic 2D referenceless PRFS thermometry in liver under free breathing using MR-guided LITT ablation data. *Int J Hyperthermia*. 2012;28:250-66.

131. Zaccagna F, Anzidei M, Sandolo F, et al. MRgFUS for liver and pancreas cancer treatments: The Umberto I Hospital experience. *Transl Cancer Res* 2014;3:430-41.
132. AAPM Hyperthermia TG1. AAPM report no. 26. Performance evaluation of hyperthermia equipment. Nueva York, NY, EEUU: American Institute of Physics in Medicine Ed.; 1989.
133. Van Rhooen GC, Van Der Heuvel DJ, Ameziane A, et al. Characterization of the SAR-distribution of the Sigma-60 applicator for regional hyperthermia using a Schottky diode sheet. *Int J Hyperthermia* 2003;19:642-54.
134. Schneider CJ, Van Dijk JDP, De Leeuw AAC, Wust P, Baumhoer W. Quality assurance in various radiative hyperthermia systems applying a phantom with LED matrix. *Int J Hyperthermia* 1994;10:733-47.
135. Hornsleth SN, Frydendal L, Mella O, Dahl O, Raskmark P. Quality assurance for radiofrequency regional hyperthermia. *Int J Hyperthermia* 1997;13:169-85.
136. Shrivastava PN, Saylor TK, Matloubieh AY, Paliwal BR. Hyperthermia thermometry evaluation: Criteria and guidelines. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1988;14:327-35.
137. Xin XG, Han JJ, Wang D, et al. Development of a calibration phantom set for MRI temperature imaging system quality assurance in M Long Ed: World congress on medical physics and biomedical engineering; 2012 May 26- 31, Beijing, China. *IFMBE Proceedings* 39:1460-3.
138. Samson RS, Thornton JS, McLean MA, et al. 1H-MRS internal thermometry in test-objects (phantoms) to within 0.1 K for quality assurance in long-term quantitative MR studies. *NMR Biomed* 2006;19(5):560-5.
139. Real Decreto 220/1997, de 14 de febrero, por el que se crea y regula la obtención del título oficial de Especialista en Radiofísica Hospitalaria. *Boletín Oficial del Estado*, núm. 52, de 1 de marzo de 1997, pp. 6914-8.
140. Real Decreto 183/2008, de 8 de febrero, por el que se determinan y clasifican las especialidades en Ciencias de la Salud y se desarrollan determinados aspectos del sistema de formación sanitaria especializada. *Boletín Oficial del Estado*, núm. 45, de 21 de febrero de 2008, pp. 10020-35.
141. Consejo Nacional de especialidades médicas. Radiofísica Hospitalaria en Guía de Especialidades Médicas. [Internet]. Madrid: Ministerio de Sanidad y Consumo;1996 [Citado 7 Diciembre 2017] https://www.msssi.gob.es/profesionales/formacion/docs/Radiofísica_Hospitalaria.pdf
142. Directiva 2013/35/UE del Parlamento Europeo y del Consejo, de 26 de junio 2013, relativa a la seguridad de mínimo y de salud relativas a la exposición de los trabajadores a los riesgos derivados de los agentes físicos (campos electromagnéticos).
143. Real Decreto 299/2016, de 22 de julio, sobre la protección de la salud y la seguridad de los trabajadores contra los riesgos relacionados con la exposición a campos electromagnéticos. *Boletín Oficial del Estado* núm. 182, de 29 de Julio de 2016, pp. 52811-29.
144. Dirección General de Empleo, Asuntos Sociales e Inclusión de la Comisión Europea. Unidad B3. Volumen 1: Guía práctica, en: Guía no vinculante de buenas prácticas para la aplicación de la Directiva 2013/35/UE sobre campos electromagnéticos. Luxemburgo: Oficina de Publicaciones de la Unión Europea; 2015.
145. AENOR. Norma UNE-EN 50499:2009. Procedimiento para la evaluación de la exposición de los trabajadores a los campos electromagnéticos. España: AENOR; 2009.
146. Real Decreto 1066/2001, de 28 de septiembre, por el que se aprueba el Reglamento que establece condiciones de protección del dominio público radioeléctrico, restricciones a las emisiones radioeléctricas y medidas de protección sanitaria frente a emisiones radioeléctricas. *Boletín Oficial del Estado*, núm. 234, de 29 de septiembre de 2001, pp. 36217-27.
147. Ministerio de la Presidencia. CORRECCIÓN de errores del Real Decreto 1066/2001, de 28 de septiembre, por el que se aprueba el Reglamento que establecen condiciones de protección del dominio público radioeléctrico, restricciones a las emisiones radioeléctricas y medidas de protección sanitaria frente a emisiones radioeléctricas. *Boletín Oficial del Estado* núm. 91, de 16 de Abril de 2002.
148. Ministerio de la Presidencia. CORRECCIÓN de errores del Real Decreto 1066/2001, de 28 de septiembre, por el que se aprueba el Reglamento que establecen condiciones de protección del dominio público radioeléctrico, restricciones a las emisiones radioeléctricas y medidas de protección sanitaria frente a emisiones radioeléctricas. *Boletín Oficial del Estado* núm. 93, de 18 de Abril de 2002.
149. Real Decreto 123/2017, de 24 de febrero, por el que se aprueba el Reglamento sobre el uso del dominio público radioeléctrico. *Boletín Oficial del Estado* núm. 57, de 8 de marzo de 2017, pp. 17029-95.
150. Orden IET/787/2013, de 25 de abril, por la que se aprueba el cuadro nacional de atribución de frecuencias. *Boletín Oficial del Estado*, núm. 111, de 9 de mayo de 2013, pp. 35006-30.
151. España. Real Decreto 186/2016, de 6 de mayo, por el que se regula la compatibilidad electromagnética de los equipos eléctricos y electrónicos. *Boletín Oficial del Estado*, núm. 113, de 10 de mayo de 2016, pp. 31015-38.
152. AENOR. Norma UNE-EN 60601-1-2:2008 CORR:2010, equipos electromédicos. Parte 1-2: Requisitos generales para la seguridad básica y características de funcionamiento esencial. Norma colateral: Compatibilidad electromagnética. Requisitos y ensayos. España: AENOR; 2008.
153. AENOR. Norma UNE-EN 55011:2008/A2:2008. Límites y métodos de medida de las características relativas a las perturbaciones radioeléctricas de los aparatos industriales, científicos y médicos (ICM) que producen energía en radiofrecuencia. España: AENOR; 2008.
154. AENOR. Norma UNE-EN 55016-2-3:2011/A2:2015. Especificación para los métodos y aparatos de medida de las perturbaciones radioeléctricas y de la inmunidad a las perturbaciones radioeléctricas. Parte 2-3: Métodos de medida de las perturbaciones radioeléctricas y de la inmunidad a las perturbaciones radioeléctricas. Medidas de las perturbaciones radiadas. España: AENOR;2015.
155. Real Decreto 188/2016, de 6 de mayo, por el que se aprueba el Reglamento por el que se establecen los requisitos para la comercialización, puesta en servicio y uso de equipos radioeléctricos, y se regula el procedimiento para la evaluación de la conformidad, la vigilancia del mercado y el régimen sancionador de los equipos de telecomunicación. *Boletín Oficial del Estado*, núm. 113, del 10 Mayo de 2016.

Robustez radiobiológica y su influencia en la verificación pretratamiento de planes de IMRT

Radiobiological robustness and its influence in pretreatment verification of IMRT plans

Alejandro Barranco López*, Aznar León Palacios, Alejandro García Romero

H.C.U. Lozano Blesa, Av. San Juan Bosco 17, C.P. 50009, Zaragoza, España.

Fecha de Recepción: 13/10/2017 - Fecha de Aceptación: 27/12/2017

Recientemente se ha propuesto una expresión para un índice de robustez radiobiológica que caracterice un plan de tratamiento.¹ Este índice de robustez se basa en las curvas de probabilidad de control tumoral (PCT) y de probabilidad de complicaciones en tejidos normales (PCTN). En este trabajo se pretende estudiar la relación de este índice con la probabilidad de rechazo en la verificación pretratamiento de un plan diseñado con IMRT bajo diferentes métricas: basadas en el análisis γ , en diferencia de dosis y en características radiobiológicas. Para esta labor se disponía de 113 planes de IMRT "step & shoot", para los cuales se ha calculado el índice de robustez radiobiológica correspondiente y, según dicho índice, la probabilidad de rechazo bajo el tipo de métricas mencionadas. Como conclusión ha sido posible encontrar un valor de corte para el índice de robustez, de forma que un plan con un índice de robustez por debajo de dicho valor tiene una mayor probabilidad de rechazo bajo todas las métricas estudiadas. Esto demuestra que este índice puede ser de gran utilidad al añadir información acerca de la calidad del plan y de su estabilidad en la verificación.

Palabras clave: Robustez radiobiológica, verificación pretratamiento, PCT, PCTN.

Recently, a radiobiological robustness index has been proposed with the aim to characterize treatment plans.¹ This robustness index is based on tumor control probability (TCP) and normal tissue complications probability (NTCP) curves. The purpose of this paper is to further investigate the relation of this index with the rejection probability of an IMRT plan under different metrics at the pretreatment verification. The metrics under consideration are based on a γ analysis, based on dose differences or based on radiobiological features. To this purpose, we had at our disposal 113 step & shoot IMRT plans. We have computed the robustness index for these plans and, according to this index, the corresponding rejection probability under the aforementioned metrics. As a conclusion, we have been able to set a cutoff value for the robustness index, so that a plan with a robustness index under this value has a greater rejection probability for all the considered metrics. This shows that this index can be of great utility, since it adds valuable information about the plan quality and its stability at the verification.

Key words: Radiobiological robustness, pretreatment verification, TCP, NTCP.

1. Introducción

Dada la complejidad de ciertas técnicas de tratamiento, como por ejemplo la radioterapia de intensidad modulada (IMRT), existe la posibilidad de encontrar discrepancias entre la dosis absorbida (en adelante dosis) calculada en el sistema de planificación de tratamiento (SPT) y la dosis que realmente se le pueda suministrar al paciente. Por ello, es necesario realizar una verificación pretratamiento de los planes diseñados con estas técnicas.²⁻⁴ Además de los cálculos de verificación redundante, actualmente existen varios procedimientos

para la verificación pretratamiento, entre ellos podemos encontrar una combinación de los siguientes:

1. La comparación de dosis en puntos característicos, calculadas por el SPT y medidas experimentalmente con una cámara de ionización en un maniquí sobre el que se irradia el plan de tratamiento.
2. De manera análoga al caso anterior, se puede realizar una comparación de planos de dosis en 2D, midiendo, en lugar de con una única cámara de

* Correspondencia

abarranco@salud.aragon.es, aleonp@salud.aragon.es, agarciarom@salud.aragon.es

ionización, con una matriz de detectores o una placa radiocrómica.

3. Otra modalidad de verificación pretratamiento consiste en obtener el mapa de dosis 3D que recibiría el paciente teniendo en cuenta el estado del acelerador. Esto permite calcular los histogramas dosis-volumen (HDV) y hacer una comparación entre los obtenidos en el SPT y el sistema de verificación. En el mercado existen varios sistemas que permiten este tipo de verificación: Compass^{5,6} (IBA Dosimetry), DVH4D⁷ (PTW), Delta^{4DVH,8} (ScandiDos) y 3DVH^{9,10} (Sun Nuclear Corporation).

Una vez tenemos dos conjuntos de dosis, ya sea en una, dos o tres dimensiones, la comparación se hace en base a métricas que dictaminan si el plan de tratamiento es aceptado o si este se rechaza y, por tanto, se replanifica o se investigan las causas de dicho rechazo y si estas pueden ser clínicamente aceptables de forma que se pueda continuar adelante con el tratamiento.

Una de las métricas más usuales se basa en un análisis γ en dos o tres dimensiones¹¹ (según se trate del caso 2 o 3 del listado anterior), como se recomienda en el TG-119 de la AAPM.¹² Otro tipo de métricas empleadas son las que se basan en la comparación de los histogramas dosis-volumen obtenidos con el SPT, por una parte, y los obtenidos con el sistema de verificación pretratamiento, por otra. En este caso, para calcular los HDV es necesario disponer de una matriz de dosis en tres dimensiones, por lo que este procedimiento sólo se aplica al caso 3, según el listado anterior.

Estas métricas tratan de establecer las posibles diferencias entre la dosis planificada y la que pudiera recibir el paciente durante el tratamiento. Sin embargo, ninguna de ellas cuantifica la importancia clínica de dichas discrepancias, es decir, podemos encontrar diferencias en la distribución de dosis relativamente grandes que apenas pudieran tener un impacto clínico en el paciente o viceversa. De hecho, ciertos estudios^{9,13-20} parecen indicar que los resultados del análisis γ no tienen una gran significación clínica.

Por ello, otro tipo de métricas más novedosas serían las basadas en las funciones de probabilidad de control tumoral (*PCT*) y de probabilidad de complicaciones en tejidos normales (*PCTN*). Dado que estas funciones pretenden estar directamente ligadas a los resultados clínicos, parece lógico usarlas de alguna forma como métrica de comparación en la verificación pretratamiento.^{21,22} En particular, García-Romero et al.¹ definen una métrica basada en estas funciones dosis-respuesta, pero modificadas para aumentar su sensibilidad en los regímenes de dosis en los que un tratamiento se mueve habitualmente. Las llamaremos, por tanto, *PCT_{MOD}* y *PCTN_{MOD}*. Además también proponen un índice de

robustez radiobiológica (*IR*), basado en estas funciones de respuesta modificadas, materializando así la propuesta de Zhen et al.,²¹ donde sugieren la utilidad de definir un índice que caracterice un plan de tratamiento en base a su robustez radiobiológica.

En este trabajo se pretende continuar con el estudio de la utilidad de este índice. En concreto, vamos a analizar en detalle si el *IR* asociado a un plan puede ser indicativo de una mayor probabilidad de rechazo en la verificación pretratamiento bajo las métricas estudiadas en García-Romero et al.¹ (métricas basadas en el análisis γ por volúmenes de interés, basadas en diferencias de dosis y basadas en diferencias en las curvas de dosis-respuesta modificadas), ampliando además el número de pacientes analizados en dicho trabajo. En particular, buscamos si es posible establecer un valor crítico óptimo del *IR* que sea común para todas estas métricas, de forma que un plan con un *IR* menor que dicho valor crítico, tendría una mayor probabilidad de rechazo bajo cualquiera de las métricas analizadas.

2. Material y métodos

2.1. Unidad de tratamiento y sistemas de planificación y de verificación pretratamiento

Tanto en García-Romero et al.¹ como en el presente trabajo los pacientes analizados han sido tratados con IMRT “step and shoot” con un acelerador Siemens Oncor Impression Plus (Siemens Medical Solutions) que monta un colimador multilamina Optifocus. En los trabajos de Laliena y García-Romero²³ y de Bayouth²⁴ se puede encontrar información detallada acerca de este colimador y su comportamiento.

Como SPT se ha usado el planificador PCRT3D 6.02 (Técnicas Radiofísicas S.L.), que usa un algoritmo de superposición de cono colapsado.

Para el sistema de verificación pretratamiento se ha utilizado el sistema Compass (versión 3.1.7.0, IBA Dosimetry), una descripción detallada de este sistema y su uso puede encontrarse en Godart et al.⁴ para el caso de IMRT y en Clemente-Gutiérrez y Pérez-Vara,²⁵ para VMAT. Compass consta de una matriz plana de detectores, *MatriXX^{Evolution}*, consistente en 1020 cámaras de ionización equiespaciadas 7.6 mm con un volumen de 0.08 cm³ (más detalles acerca de este tipo de detectores pueden encontrarse en el trabajo de Alashrah et al.²⁶). Este sistema de detección se monta sobre el colimador a una distancia fuente-detector de 100 cm. De esta forma el detector se mueve solidariamente con el acelerador y siempre se mantiene perpendicular al eje de radiación. Irradiando el plan de tratamiento sobre el detector, el *software* Compass es capaz de reconstruir la fluencia de fotones que ha emitido el acelerador a partir

Tabla 1. Distribución por localización de los planes analizados y dosis prescrita.

Localización	Métrica $\Delta PCT_{MOD}/PCTN_{MOD}$		Resto de métricas (DD, DDBO, $\gamma 3D$)	
	Número de planes	Dosis prescrita (Gy) (número de planes)	Número de planes	Dosis prescrita (Gy) (número de planes)
Cabeza-cuello	32	70(3), 68.8(2), 67.9(1), 66(25), 60(1)	68	70(3), 68.8(2), 68(2), 67.9(1), 66(58), 64.5(1), 60(1)
Cerebro	10	60(3), 54(1), 52(1), 50(2), 46(1), 42(2)	23	66(2), 60(7), 54(2), 52(1), 50.4(1), 50(2), 46(2), 42(2), 30.6(1), 30(1), 18(2)
Próstata	13	78(4), 76(1), 74(2), 56(2), 50(1), 46(1), 32(1), 28(1)	13	78(4), 76(1), 74(2), 56(2), 50(1), 46(1), 32(1), 28(1)
Pelvis	3	51(2), 50(1)	9	51(2), 50.4(1), 50(3), 49(1), 46(2)
Total	58		113	

de la respuesta de las 1020 cámaras de ionización. Posteriormente, este *software* lanza la fluencia reconstruida sobre el escáner de planificación del paciente, calculando así, mediante su propio algoritmo de superposición de cono colapsado, una nueva distribución de dosis que puede ser comparada con la calculada por el SPT, comparación que haremos de acuerdo con las métricas explicadas más adelante.

2.2. Planes estudiados

La relación de planes analizados para este trabajo aparece reflejada en la tabla 1 según la localización. También se detalla el número de planes según la dosis de prescripción.

En el trabajo de García-Romero et al.²¹ se analizaron 58 planes, que son los mismos que se han usado en este trabajo para el análisis de las métricas basadas en las funciones dosis-respuesta modificadas $\Delta PCT_{MOD}/PCTN_{MOD}$. Para el resto de métricas analizadas (ver la sección a continuación) se ha ampliado el número de planes analizados a 113.

2.3. Métricas

Las métricas que se han aplicado en este trabajo para la comparación de las distribuciones de dosis obtenidas con el SPT y el sistema de verificación pretratamiento son:*

* La métrica que hemos llamado aquí DD correspondería a DDM según la nomenclatura de García-Romero et al.¹ La métrica DDBO correspondería a CDDM y $\gamma 3D$ correspondería a VOI_3Dgamma.

Diferencia de dosis (DD)

En esta métrica se evalúan los siguientes puntos del HDV:

- Para el PTV principal, D_{95} , D_{media} y D_2 .
- Para los PTV secundarios, D_{95} y D_{media} . No se tiene en cuenta D_2 .
- Para los OAR, los puntos del histograma $D\#$, a los cuales se les ha impuesto alguna restricción en la planificación (ver tabla 2 para las restricciones impuestas en nuestro centro y las que se han aplicado en esta métrica).

El plan es rechazado si en la verificación pretratamiento se observa un empeoramiento mayor del 3% respecto a la dosis de prescripción del PTV principal en cualquiera de los puntos mencionados. Por empeoramiento nos referimos a que D_{95} y D_{media} para los PTV disminuyen y la dosis en los OAR, así como D_2 en el PTV principal, aumentan.

Diferencia de dosis basada en objetivos (DDBO)

Esta métrica es similar a la anterior. La única diferencia consiste en que permitiría aceptar planes en los que hubieran aparecido diferencias entre lo predicho por el SPT y el sistema de verificación pretratamiento mayores que el 3% de la dosis de prescripción en algún OAR, siempre que se sigan cumpliendo las restricciones de dosis de la tabla 2.

Función γ 3D en volúmenes de interés

Esta métrica evalúa la función $\gamma(3\%, 3\text{ mm})$ global en tres dimensiones para los diferentes volúmenes de interés (los PTV, los OAR y todo el volumen del paciente), obteniéndose, para cada uno de dichos volúmenes, el porcentaje de puntos que tienen un valor de la función $\gamma(3\%, 3\text{ mm}) > 1$. Si existe un volumen de interés para el cual este porcentaje es mayor que un cierto valor crítico, X , fijado previamente, el plan de tratamiento es rechazado.

De esta forma, y siempre que tengamos una variable continua, variando el valor X se pueden definir varias métricas de este tipo. Contrastando los resultados de las métricas así obtenidas con los de las métricas DD y DDBO, mediante un análisis ROC, se puede determinar el valor crítico óptimo que proporciona mayor combinación de especificidad y sensibilidad. Este valor crítico se ha determinado en García-Romero et al.²¹ y resulta ser $X = 10\%$, valor que usaremos en esta métrica.

$\Delta PCT_{MOD}/PCTN_{MOD}$

Esta métrica está basada en las curvas de probabilidad de control tumoral PCT , construidas a partir de una función de tipo logístico, y en las curvas de probabilidad de complicaciones en tejidos normales $PCTN$, para las cuales usaremos el modelo de Lyman-Kutcher-Burman:²⁷⁻²⁹

$$PCT = \prod_i \left[1 + \left(\frac{D_{50}}{D_i} \right)^{4\gamma_{50}} \right]^{-v_i} \quad (1)$$

$$PCTN = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^t e^{-x^2/2} dx \quad (2)$$

Tabla 2. Lista de las restricciones impuestas a los órganos de riesgo, en dosis equivalente a 2 Gy por fracción.

Órgano	Restricciones
Tronco cerebral	$D1 < 53\text{ Gy}$
Nervios ópticos y quiasma	$D1 < 49.25\text{ Gy}$
Cristalinos	$D1 < 8\text{ Gy}$
Médula	$D1 < 44.5\text{ Gy}$
Parótidas	$D_{media} < 26\text{ Gy}$
Recto	$D20 < 70\text{ Gy}$
Vejiga	$D30 < 70\text{ Gy}$

donde

$$t = \frac{gEUD - TD_{50}}{m \cdot TD_{50}} \quad (3)$$

$$gEUD = \left(\sum_i v_i D_i^{1/n} \right)^n \quad (4)$$

v_i es la fracción de volumen del PTV u OAR que recibe una dosis D_i , D_{50} (TD_{50}) es la dosis que tendría como resultado una PCT ($PCTN$) del 50% y $gEUD$ es la dosis uniforme equivalente generalizada de Niemierko.³⁰ El resto de parámetros, cuyos valores se han tomado como en García-Romero et al.²¹ o en Zhen et al.²⁰ (ver tabla 3), son: γ_{50} , parámetro relacionado con la pendiente máxima de la curva de PCT ; m , un parámetro relacionado con el inverso de la máxima pendiente de la curva de $PCTN$; y n , el parámetro de efecto volumen.

Una métrica basada únicamente en las curvas de PCT y $PCTN$, es muy poco sensible a cambios de dosis.²¹ Este resultado parece lógico, ya que en la mayoría de los planes, por la propia naturaleza de las restricciones de dosis que se imponen, los volúmenes de interés se encuentran en regiones donde la PCT o $PCTN$ apenas varían bajo cambios de dosis no muy grandes. Además, los planes presentan una gran variabilidad en la dosis de prescripción, lo que afecta al valor de PCT .

Para mejorar la correlación con las métricas basadas en diferencias de dosis, se propuso una modificación de las curvas de dosis-respuesta, obteniéndose así las curvas que llamamos PCT_{MOD} y $PCTN_{MOD}$.²¹ Esta modificación consiste en un desplazamiento de forma que se hace coincidir el 50% de probabilidad de control tumoral (D_{50}) o de complicaciones en tejido normal (TD_{50}) con las restricciones de dosis impuestas al plan de tratamiento.

Por tanto, en esta métrica lo que se hace es evaluar que las diferencias en PCT_{MOD} y en $PCTN_{MOD}$ entre los valores obtenidos del SPT y del sistema de verificación pretratamiento no superen un cierto valor prefijado X . De nuevo, variando el valor de X , podemos definir diferentes métricas de este tipo. En definitiva, esta métrica aceptaría un plan si $\Delta PCT_{MOD} > -X$ y, al mismo tiempo, $\Delta PCTN_{MOD} < X$ para todos los volúmenes analizados, PTV u OAR.

Sin embargo, el desplazamiento que se realiza para obtener las curvas PCT_{MOD} y $PCTN_{MOD}$, que no es más que un artefacto matemático realizado para aumentar la sensibilidad a los cambios de dosis de las métricas radiobiológicas, hace que estas nuevas funciones pierdan parte del significado radiobiológico original. Por tanto, esta métrica ha de interpretarse como un híbrido entre las métricas basadas en diferencias de dosis y las basadas en funciones radiobiológicas: una métrica

Tabla 3. Valores de los parámetros que definen las curvas de *PCT* y *PCTN* de acuerdo con las ecuaciones (1)-(4).

PTV/OAR	D ₅₀ (cGy)	TD ₅₀ (cGy)	γ ₅₀	n	m
Cabeza-cuello	5044		1.73	-0.1	
Cerebro	4800		2	-0.1	
Próstata	7050		2.66	-0.1	
Pelvis	4020		1.7	-0.1	
Tronco cerebral		7000		0.05	0.18
Nervios ópticos y quiasma		6500		0.25	0.14
Cristalinos		1250		0.3	0.27
Médula		6650		0.05	0.175
Parótidas		2840		1	0.18
Recto		7200		0.06	0.15
Vejiga		6200		0.13	0.11

basada en diferencias de dosis ponderada por la pendiente de las curvas de *PCT* y *PCTN*.

2.4. Índice de robustez radiobiológica

La propuesta para la definición de un índice de robustez radiobiológica realizada por García-Romero et al.²¹ es la siguiente:

$$IR = \prod_{i=1}^N \left(1 - \frac{\partial PCT_{MOD,i}}{\partial gEUD_i} \bigg/ \frac{\partial PCT_{MOD,i}}{\partial gEUD_i} \bigg|_{\text{máx}} \right) \times \prod_{i=1}^M \left(1 - \frac{\partial PCTN_{MOD,i}}{\partial gEUD_i} \bigg/ \frac{\partial PCTN_{MOD,i}}{\partial gEUD_i} \bigg|_{\text{máx}} \right) \quad (5)$$

Es decir, el *IR* está formado por un producto de *N* factores correspondientes a los PTV y *M* factores correspondientes a los OAR considerados. Cada uno de estos factores involucra la pendiente de la curva dosis-respuesta evaluada para la dosis uniforme equivalente del volumen en cuestión y normalizada a la pendiente máxima.

Este índice varía de cero a uno por definición, pero cae a cero rápidamente en las proximidades de una restricción.

2.5. Análisis

Para los planes analizados se ha calculado, a partir de los HDV del SPT, las funciones de *PCT_{MOD}* y *PCTN_{MOD}*, de las cuales se ha obtenido su *IR* asociado según la ecuación (5). También se ha estudiado qué planes son rechazados y cuáles no de acuerdo con las métricas explicadas anteriormente.

De esta forma, para cada métrica podemos clasificar los planes según si su *IR* es menor que un cierto valor de corte ξ y obtener así la probabilidad de rechazo de un plan bajo la métrica en cuestión como el número de planes rechazados entre el número de planes totales con $IR < \xi$. Variando ξ obtenemos una función de dicho parámetro, $P_{<}(\xi)$, la probabilidad de rechazo de los planes con $IR < \xi$. Análogamente podemos obtener la función $P_{>}(\xi)$, la función probabilidad de rechazo de los planes con $IR > \xi$.

Si representamos estas funciones para una determinada métrica y la probabilidad de rechazo de un plan bajo dicha métrica no tiene una relación significativa con el *IR*, esperamos que $P_{<}(\xi)$ y $P_{>}(\xi)$ sean muy similares y prácticamente constantes (con las fluctuaciones estadísticas inherentes). Sin embargo, si hay una cierta correlación entre el *IR* y la probabilidad de rechazo (asumimos que a menor *IR* mayor probabilidad de rechazo), esperamos que $P_{<}(\xi)$ sea mayor que $P_{>}(\xi)$, al menos en un intervalo de *IR* bajo, y que ambas funciones decrezcan con ξ .

Comparando ambas funciones, podemos determinar cuál es el valor crítico óptimo, ξ_{op} , como aquel en el que la diferencia entre estas dos funciones, $P_{<}(\xi) - P_{>}(\xi)$, es mayor.

De esta forma, un plan con un $IR < \xi_{op}$ sería mucho más proclive a ser rechazado bajo la métrica en cuestión.

Sin embargo, si asumimos que $P_{<}(\xi)$ es decreciente con ξ , podríamos obtener probabilidades de rechazo mayores para planes con $IR < \xi_{op}$ cuanto más pequeño se eligiera ξ_{op} , pero eligiendo un ξ_{op} muy pequeño reduciría sustancialmente el número de dichos planes y también aumentaría considerablemente la probabilidad de rechazo para los planes con $IR > \xi_{op}$. Por eso bus-

camos un balance dado por la condición de maximizar $P_{<}(\xi) - P_{>}(\xi)$.

Por otra parte, si este valor crítico óptimo fuera el mismo para todas las métricas consideradas, podríamos afirmar que la probabilidad de rechazo de los planes con $IR < \xi_{op}$ es mayor con independencia de la métrica. Por tanto, es deseable encontrar un ξ_{op} común para todas las métricas analizadas.

3. Resultados

Siguiendo el procedimiento del final de la sección anterior, podemos representar gráficamente las funciones probabilidad de rechazo $P_{<}(\xi)$ y $P_{>}(\xi)$ de un plan, bajo cada una de las métricas presentadas anteriormente. Estas gráficas aparecen en la fig. 1 para las métricas DD, DDBO y $\gamma 3D$ (con $X = 10\%$) y en la fig. 2 para las métricas $\Delta PCTN_{MOD}/PCT_{MOD}$ (con $X = 1, 2, 3, 5, 7, 9, 12, 15\%$, respectivamente). Como para determinar el valor de ξ_{op} lo que nos interesa es la dife-

rencia entre las dos curvas $P_{<}(\xi)$ y $P_{>}(\xi)$, también se ha representado la función diferencia.

En la situación que nos ocupa, cada plan puede ser aceptado o rechazado con una cierta probabilidad, lo que corresponde a un ensayo de Bernoulli. Hay diferentes maneras de establecer los intervalos de confianza para este tipo de ensayos, los que aparecen en las figs. 1 y 2 corresponden al intervalo de Wilson, recomendado para un número de ensayos no muy elevado:³¹

$$[U(z(\alpha - r\alpha)), U(z(1 - r\alpha))] \tag{6}$$

donde

$$U(z) = \frac{N}{N + z^2} \left(P + \frac{z^2}{2N} - z \sqrt{\frac{P(1 - P)}{N} + \frac{z^2}{4N^2}} \right) \tag{7}$$

N es el número de planes disponibles para el cálculo de cada punto de las gráficas; P , la probabilidad de

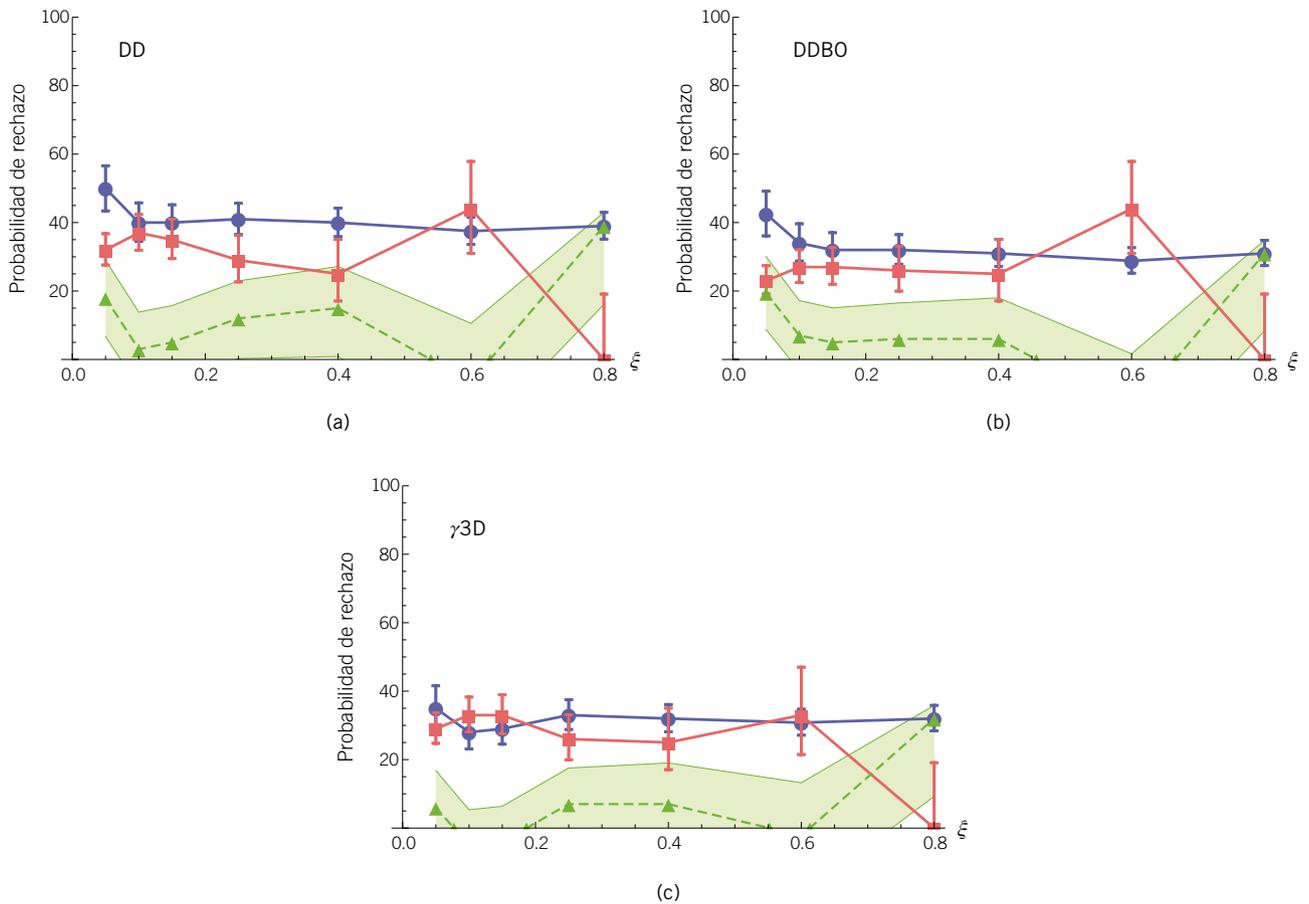


Fig. 1. Probabilidad de rechazo de un plan bajo las métricas DD (a), DDBO (b) y $\gamma 3D$ (c). En azul (círculos) aparece la probabilidad de rechazo si el plan tiene un $IR < \xi$, en rojo (cuadrados) si $IR > \xi$ y en verde (triángulos de la línea a trazos) la diferencia entre estas dos curvas. Las barras de error corresponden a un nivel de confianza del 60%. La franja verde representa los posibles valores que la función diferencia puede tomar cuando las probabilidades de rechazo toman valores delimitados por las barras de error.

rechazo, es decir $P_{>}$ o $P_{<}$; y z la función *probit*. En este caso se han escogido los parámetros $r = 0.5$ y $\alpha = 0.4$, que corresponderían a un intervalo de confianza del 60%.

En las figs. 1 y 2 se observa, en general, como aumenta la incertidumbre de los puntos de $P_{>}(\xi)$ al aumentar ξ y la de los puntos de $P_{<}(\xi)$ al disminuir ξ , conforme se reduce el número de planes disponibles para el análisis. Sin embargo, esta incertidumbre no parece ser muy dependiente del número de planes disponibles para el cálculo de dichos puntos, pero de acuerdo con la tabla 4, parece apropiado descartar los puntos con $\xi > 0.25$, ya que el número de planes disponibles para el cálculo de $P_{>}(\xi)$ es bastante pequeño. Esto era algo que ya esperábamos: como hemos comentado, el *IR* es un índice que decae muy rápidamente a cero en cuanto un punto del HDV está muy cerca de incumplir una restricción y, por tanto, la mayor cantidad de planes se acumula para *IR* pequeños, mientras que para *IR* moderadamente altos tenemos una escasez de planes. En definitiva, en lo que sigue nos centraremos en la parte de las gráficas con $\xi \leq 0.25$.

De acuerdo con las gráficas de la fig. 1, lo primero que observamos es que la función diferencia toma valores bastante pequeños, incluso en algún punto se vuelve negativa (excepto para la métrica $\gamma 3D$ esto ocurre en la región de valores altos de ξ , que ya hemos dicho que no hay que tener muy en cuenta), lo cual indica una baja correlación entre el *IR* de un plan y la probabilidad de rechazo o aceptación de este bajo estas métricas. Esta correlación es incluso peor para la métrica $\gamma 3D$, ya que la función diferencia toma los valores más bajos, incluso negativos para bajo ξ .

La correlación mejora sustancialmente en las gráficas de la fig. 2 al considerar las métricas $\Delta PCT_{MOD}/PCTN_{MOD}$. En este caso la función diferencia toma valores mayores para todo valor de ξ que en el caso de las métricas basadas en diferencia de dosis o en la función γ . Aun así, en el caso de la métrica $\Delta PCT_{MOD}/PCTN_{MOD}$ con $X = 1\%$, la función diferencia toma valores no muy grandes, ya que estamos siendo demasiado restrictivos al elegir X tan pequeño.

Sin embargo, a pesar de la mala correlación para las métricas basadas en diferencias de dosis y la función γ , atendiendo a la zona de las gráficas con $\xi \leq 0.25$, podemos encontrar para todas las métricas analizadas el mismo valor de ξ en el que la función diferencia es mayor, $\xi_{op} = 0.05$.

Aunque en las figs. 1(c) y 2(a), (c), (d), se pueden encontrar puntos en el entorno de $\xi \approx 0.25$ en el que la función diferencia también exhibe un máximo, este es de una magnitud muy parecida al que aparece en $\xi = 0.05$. Por tanto, dada la similitud de estos máximos y como el que aparece en $\xi = 0.25$ no se encuentra en todas las métricas, es conveniente elegir $\xi_{op} = 0.05$.

4. Discusión

El hecho de que el índice de robustez radiobiológica de un plan este mejor correlacionado con la probabilidad de rechazo de este bajo las métricas $\Delta PCT_{MOD}/PCTN_{MOD}$ que bajo las métricas basadas en diferencias de dosis, DD y DDBO, era de esperar. Esto es así porque el *IR* se ha construido utilizando las curvas de PCT_{MOD} y $PCTN_{MOD}$ que también son la base de la métrica $\Delta PCT_{MOD}/PCTN_{MOD}$. De igual manera, hay una mayor correlación bajo las métricas DD y DDBO que bajo $\gamma 3D$, ya que, en el desplazamiento que se realiza para obtener las curvas PCT_{MOD} y $PCTN_{MOD}$, se tiene en cuenta las restricciones de dosis del plan y, por tanto, sigue habiendo cierta relevancia en las diferencias de dosis, como ocurre en las métricas DD y DDBO. Por ello, a la hora de construir el *IR*, esta característica permanece latente y aparece una mayor correlación bajo las métricas DD y DDBO que bajo $\gamma 3D$, que no tiene, *a priori*, ninguna relación con el índice de robustez radiobiológica.

De acuerdo con los resultados anteriores, deberíamos tomar $\xi_{op} = 0.05$ y parecería conveniente reconsiderar un plan que tuviera un *IR* < 0.05 . El hecho de que este valor crítico sea bajo es deseable, puesto que si dicho valor hubiera sido más elevado, indicaría que habría que reconsiderar gran cantidad de planes que,

Tabla 4. Número de planes disponibles según el *IR*.

Métrica	$\xi =$	0.05	0.1	0.15	0.25	0.40	0.60	0.80
DD, DDBO, $\gamma 3D$	$IR > \xi$	73	60	48	31	16	9	3
	$IR < \xi$	40	53	65	82	97	104	110
$\Delta PCT_{MOD}/PCTN_{MOD}$	$IR > \xi$	37	30	24	16	10	8	3
	$IR < \xi$	21	28	34	42	48	50	55

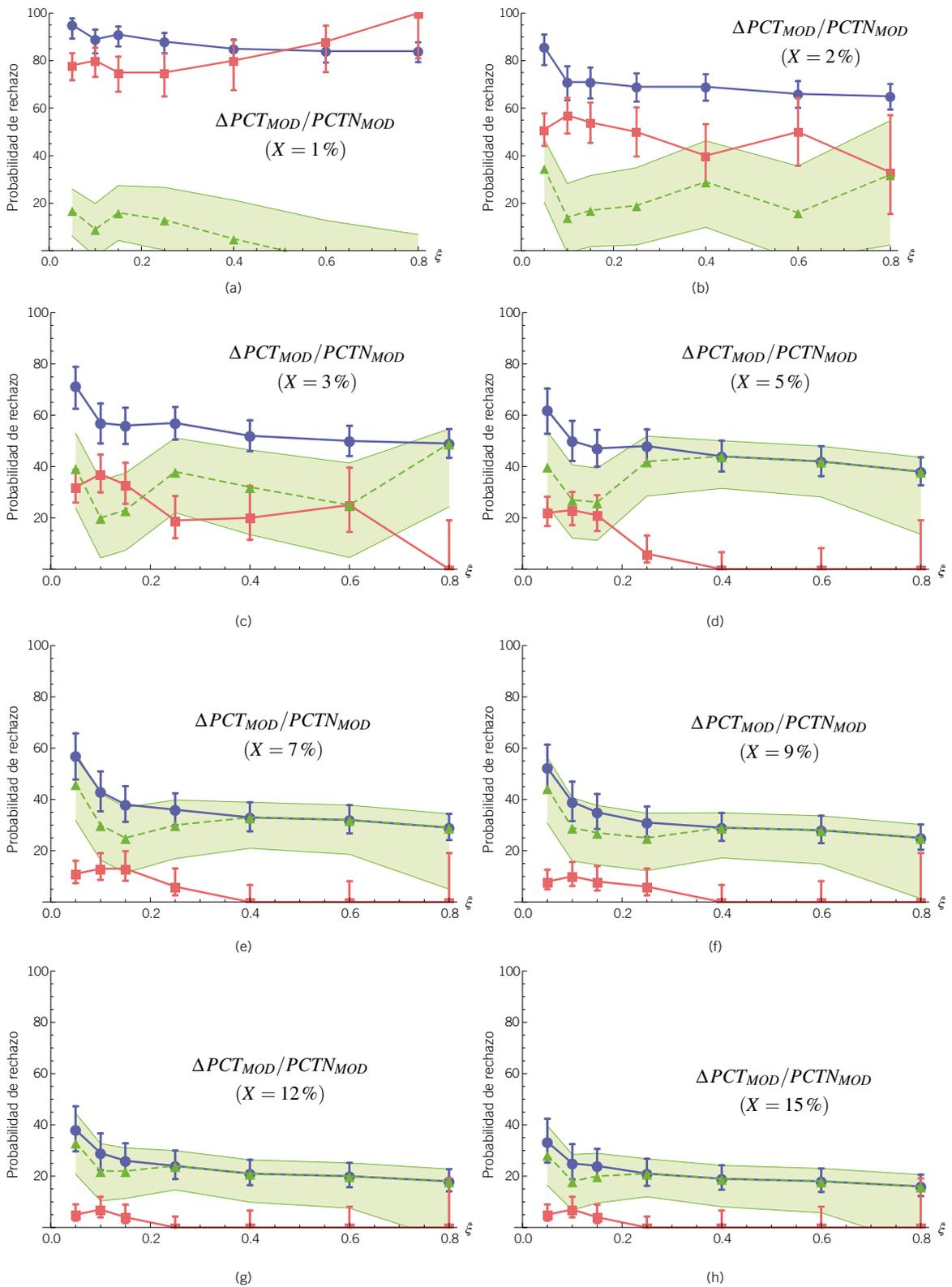


Fig. 2. Probabilidad de rechazo de un plan bajo las métricas $\Delta PCT_{MOD}/PCTN_{MOD}$ según se haya establecido como variación máxima permisible $X = 1, 2, 3, 5, 7, 9, 12$ o 15% . En azul (círculos) aparece la probabilidad de rechazo si el plan tiene un $IR < \xi$, en rojo (cuadrados) si $IR > \xi$ y en verde (triángulos de la línea a trazos) la diferencia entre estas dos curvas. Las barras de error corresponden a un nivel de confianza del 60%. La franja verde representa los posibles valores que la función diferencia puede tomar cuando las probabilidades de rechazo toman valores delimitados por las barras de error.

de manera habitual, serían aptos bajo las métricas de la sección 2.3.

Aunque este estudio se ha realizado sobre planes de tratamiento de IMRT “*step & shoot*”, es extensible a otro tipo de técnicas como IMRT dinámica, arcoterapia volumétrica, etc.

5. Conclusiones

La principal conclusión de este trabajo es que ha sido posible seleccionar un valor de corte óptimo para el índice de robustez radiobiológica, $IR < 0.05$, por debajo del cual un plan tendría una mayor probabilidad de rechazo bajo todas las métricas estudiadas. Por tanto, este índice, tal y como se ha definido en la ecuación (5), puede ser de gran utilidad en el proceso de planificación, ya que aporta información adicional acerca de la calidad del plan y su estabilidad frente a los parámetros que influyen en la verificación.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido subvencionado por el Programa de Investigación en Salud del Ministerio de Ciencia e Innovación, Proyecto PI11/01274. También se agradece el apoyo del Proyecto de Infraestructura Científica Tecnológica (Ref. UNZA-08-4E-014). Los autores también quieren agradecer a los miembros del Servicio de Física y Protección Radiológica del H.C.U. Lozano Blesa los comentarios y aportaciones realizadas a lo largo de todo este trabajo.

Bibliografía

- García-Romero A, Hernández-Vitoria A, Millán-Cebrián E, Alba-Escorihuela V, Serrano-Zabaleta S, Ortega-Pardina P. On the new metrics for IMRT QA verification. *Med Phys* 2016;43:6058-71. DOI: 10.1118/1.4964796.
- Alber M, Broggi S, Wagter CD, Eichwurz I, Engström P, Fiorino C, et al. Guidelines for the verification of IMRT. 1 ed. Bruselas: ESTRO; 2008. <https://www.astro.org/binaries/content/assets/astro/school/publications/booklet-9-guidelines-for-the-verification-of-imrt.pdf>
- Ezzell GA, Galvin JM, Low D, Palta JR, Rosen I, Sharpe MB, 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* 2003;30:2089-115. DOI: 10.1118/1.1591194.
- O'Daniel J, Das S, Wu QJ, Yin FF. Volumetric-Modulated Arc Therapy: Effective and Efficient End-to-End Patient-Specific Quality Assurance. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2012;82:1567-74. DOI: 10.1016/j.ijrobp.2011.01.018.
- Godart J, Korevaar EW, Visser R, Wauben DJL, van't Veld AA. Reconstruction of high-resolution 3D dose from matrix measurements: error detection capability of the COMPASS correction kernel method. *Phys Med Biol* 2011;56:5029-43. DOI: 10.1088/0031-9155/56/15/023.
- Boggula R, Jahnke L, Wertz H, Lohr F, Wenz F. Patient-specific 3D pretreatment and potential 3D online dose verification of Monte Carlo-calculated IMRT prostate treatment plans. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2011;81:1168-75. DOI: 10.1016/j.ijrobp.2010.09.010.
- Kruszyna M, Adamczyk M. Pre-Verification of FFF Prostate VMAT Plans with Gamma Method and DVHs Reconstructed Based On Measurements with 2D-ARRAY (PTW 1500) and OCTAVIUS 4D. *Med Phys* 2015;42:3482. DOI: 10.1118/1.4924997.
- Hauri P, Verlaan S, Graydon S, Ahnen L, Klöck S, Lang S. Clinical evaluation of an anatomy-based patient specific quality assurance system. *Med Phys* 2014;15:181-90. DOI: 10.1120/jacmp.v15i2.4647.
- Zhen H, Nelms BE, Tomé WA. Moving from gamma passing rates to patient DVH-based QA metrics in pretreatment dose QA. *Med Phys* 2011;38:5477-89. DOI: 10.1118/1.3633904.
- Tyagi N, Yang K, Yan D. Comparing Measurement Derived (3DVH) and Machine Log File Derived Dose Reconstruction Methods for VMAT QA in Heterogeneous Patient Geometries. *Med Phys* 2013;40:241. DOI: 10.1118/1.4814599.
- Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Phys* 1998;25:656-61. DOI: 10.1118/1.598248.
- Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, LoSasso TJ, Mechalakos JG, Mihailidis D, et al. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys* 2009;36:5359-73. DOI: 10.1118/1.3238104.
- Nelms BE, Zhen H, Tomé WA. Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors. *Med Phys* 2011;38:1037-44. DOI: 10.1118/1.3544657.
- Kruse JJ. On the insensitivity of single field planar dosimetry to IMRT inaccuracies. *Med Phys* 2010;37:2516-24. DOI: 10.1118/1.3425781.
- Waghorn BJ, Meeks SL, Langen KM. Analyzing the impact of intrafraction motion: Correlation of different dose metrics with changes in target D95%. *Med Phys* 2011;38:4505-11. DOI: 10.1118/1.3605633.
- Carrasco P, Jornet N, Latorre A, Eudaldo T, Ruiz A, Ribas M. 3D DVH-based metric analysis versus per-beam planar analysis in IMRT pretreatment verification. *Med Phys* 2012;39:5040-9. DOI: 10.1118/1.4736949.
- Schreibmann E, Dhabaan A, Elder E, Fox T. Patient-specific quality assurance method for VMAT treatment delivery. *Med Phys* 2009;36:4530-5. DOI: 10.1118/1.3213085.
- Hussein M, Rowshanfarzad P, Ebert MA, Nisbet A, Clark CH. A comparison of the gamma index analysis in various commercial IMRT/VMAT QA systems. *Radiother Oncol* 2013;109:370-6. DOI: 10.1016/j.radonc.2013.08.048.
- Peng J, Zhang Z, Zhou L, Zhao J, Wang J, Kong L, et al. A study on investigating the delivery parameter error effect on the variation of patient quality assurance during RapidArc treatment. *Med Phys* 2013;40:031703. DOI: 10.1118/1.4789631.

20. Stojadinovic S, Ouyang L, Gu X, Pompolv(s) A, Bao Q, Solberg TD. Breaking bad IMRT QA practice. *J Appl Clin Med Phys* 2015;16:154-65. DOI: 10.1120/jacmp.v16i3.5242.
21. Zhen H, Nelms BE, Tomé WA. On the use of biomathematical models in patient-specific IMRT dose QA. *Med Phys* 2013;40:071702. DOI: 10.1118/1.4805105.
22. García-Romero A. Nuevas métricas para la verificación de tratamientos de IMRT. Tesis doctoral. Universidad de Zaragoza; 2015. <https://zaguan.unizar.es/record/47445>
23. Laliena V, García-Romero A. Monte Carlo modeling of the Siemens Optifocus multileaf collimator. *Phys Med* 2015;31:301-6. DOI: 10.1016/j.ejmp.2015.01.016.
24. Bayouth JE. Siemens Multileaf Collimator Characterization and Quality Assurance Approaches for Intensity-Modulated Radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;71:S93-7. DOI: 10.1016/j.ijrobp.2007.07.2394.
25. Clemente Gutiérrez F, Pérez Vara C. Validación de un sistema de control de calidad pre-tratamiento 3D en técnicas volumétricas basado en matrices bidimensionales de detectores. *Rev Fis Med* 2015;16:11-32. <http://revistadefisicamedica.sefm.es/index.php/rfm/article/view/165>
26. Alashrah S, Kandaiya S, Yong SY, Cheng SK. Characterization of a 2D ionization chamber array for IMRT plan verification. *Nucl Instrum Methods Phys Res A* 2010;619:181-5. DOI: 10.1016/j.nima.2009.10.125.
27. Lyman JT. Complication probability as assessed from dose-volume histograms. *Radiat Res Suppl* 1985;8:S13-9. DOI: 10.2307/3583506.
28. Kutcher GJ, Burman C. Calculation of complication probability factors for non-uniform normal tissue irradiation: The effective volume method. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1989;16:1623-30. DOI: 10.1016/0360-3016(89)90972-3.
29. Li XA, Alber M, Deasy JO, Jackson A, Jee KWK, Marks LB, et al. The Use and QA of Biologically Related Models for Treatment Planning. AAPM Task Group 166; 2012. ISBN: 978-1-936366-13-2.
30. Niemierko A. A generalized concept of equivalent uniform dose (EUD). *Med Phys* 1999;26:1100.
31. Brown LD, Cai TT, DasGupta A. Interval Estimation for a Binomial Proportion. *Stat Sci* 2001;16:101-17. <https://www.jstor.org/stable/2676784>

Radiación en Medicina: Aplicación para dispositivos Android

“Radiación en Medicina”: Application for Android devices

Zulima Aza Villarrubia¹, Carlos Ferrer Gracia¹, Rodrigo Plaza Núñez¹, Concepción Huertas Martínez¹, Rafael Plaza Aparicio¹, Antonio Serrada Hierro¹, Daniel Faro García²

¹ Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz, Madrid.

² Programador.

Fecha de Recepción: 23/10/2017 - Fecha de Aceptación: 28/03/2018

El propósito de este proyecto es familiarizar a los usuarios, ya sean pacientes o familiares de pacientes, con los efectos de las radiaciones ionizantes empleadas en el diagnóstico por imagen, tanto en Radiodiagnóstico como en Medicina Nuclear. Para ello se ha desarrollado una aplicación sencilla e intuitiva para dispositivos móviles que utilizan el sistema operativo Android en la que se muestra la información más relevante y actualizada sobre Protección Radiológica basada en los Reales Decretos destinados a tal propósito, los proyectos nacionales DOMNES y DOPOES y los documentos más recientes de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP). Además, se incluye información útil para trabajadores expuestos, así como un mapa de la radiación natural mensual típica en España.

Palabras clave: Aplicación, Android, móvil, radiación, Medicina, Protección Radiológica.

The aim of this project is to familiarize users, both patients or patients' relatives, with the effects of ionizing radiation used in diagnostic imaging, both in Radiology and Nuclear Medicine. We have developed a simple and intuitive application for mobile devices that use Android, in which the most relevant and updated information on Radiological Protection can be found based on Spanish “Reales Decretos” provided for this purpose, the national projects DOMNES and DOPOES and the most recent documents of the International Commission on Radiological Protection (ICRP). In addition, useful information for exposed workers is included, as well as a map of the typical monthly natural radiation in Spain.

Key words: Application, Android, mobile, radiation, medicine, radiological protection.

1. Introducción

El número de exploraciones radiológicas realizadas tanto en Radiodiagnóstico como en Medicina Nuclear han ido aumentando progresivamente a lo largo de los últimos años.¹ Toda la información relacionada con la Protección Radiológica es bien conocida por los profesionales involucrados en todo el proceso, pero no tanto por los pacientes que se someten a estas exploraciones, familiares y público en general. A esto se añade que dicha información se encuentra repartida entre Reales Decretos, notas informativas y diversos documentos oficiales tanto nacionales como internacionales. Por esta razón, el objetivo del presente trabajo es poder familiarizar a todos los usuarios mediante una aplicación para dispositivos móviles, con los efectos de las radiaciones ionizantes empleadas en el diagnóstico por imagen. En la aplicación (*APP* en adelante) se encuentra resumida la información más relevante y actualizada para adultos, niños y mujeres embarazadas, así como las referencias

y enlaces para poder descargar toda la documentación oficial. Además, se ha incluido una breve explicación de las magnitudes utilizadas en Protección Radiológica, junto con los límites de dosis efectiva para trabajadores expuestos y público, añadiendo el motivo por el cual para pacientes no existen tales límites. La *APP* contiene otros datos de interés, incluyendo un mapa de radiación natural mensual en España.

Hay que tener en cuenta que el siglo XXI es el siglo de la información, en el que prácticamente cualquier persona dispone de un teléfono móvil o tableta* con los que acceder a todo tipo de noticias, comunicaciones y novedades. Además, según las estadísticas, más del 80% de los móviles vendidos en el cuarto trimestre de 2016 tienen *Android* como sistema operativo (*SO*). Por ello se decidió desarrollar la *APP* en primer lugar para este *SO*.

* <http://www.ine.es/prensa/np991.pdf>

* Correspondencia
zulima.aza@gmail.com

2. Material y métodos

La APP se ha desarrollado para dispositivos *Android*, desde versiones *Jelly Bean (Android 4.1)* hasta las más modernas, lo que abarca un 95.2% de todos los dispositivos activos actualmente en la tienda de aplicaciones *Google Play*. El lenguaje utilizado es *Java* y el entorno de desarrollo integrado *Android Studio*. Para la realización del mapa de radiación natural se ha integrado la librería *MapBox*. La información se ha obtenido de la página web del Centro Nacional de Dosimetría.[†]

Los documentos utilizados para recoger la información y que se dan como referencia al usuario son los Reales Decretos en los que se respalda la profesión de Física Médica,²⁻⁶ la Directiva 2013/59/EURATOM,⁷ los proyectos DOPOES y DOMNES,⁸ y diferentes documentos de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) relacionados con la protección

radiológica en pediatría,⁹ los radiofármacos,¹⁰⁻¹² el embarazo¹³ y recomendaciones generales.¹⁴

Cuando se ejecuta la APP lo primero que se observa es una pantalla de inicio en la que se expone que la información incluida es oficial, pero en ningún momento pretende sustituir ninguna ley o reglamento. También se explica el objetivo principal de la aplicación, y que para pacientes no existen límites de dosis de radiación pero sí niveles de referencia para las exploraciones más habituales. Además, se menciona el Real Decreto 815/2001 recalcando la prohibición de las exposiciones médicas que no puedan justificarse.

La información se ha dividido en ocho secciones bien diferenciadas, como se puede observar en la Figura 1: Imágenes, Rayos X, Medicina Nuclear, Pacientes Embarazadas, Radiación Natural, Historial Personal, Referencias y Más Información.



Fig. 1. Índice general.

Imágenes

La primera sección consiste en un conjunto de 10 figuras que pretenden explicar, de una forma lo más amigable y cercana posible, situaciones reales del día a día en el diagnóstico por imagen. De esta forma se presentan casos que el usuario podría experimentar si tuviera que realizarse una exploración, comentando brevemente en qué consisten, utilizando un lenguaje sencillo y conciso.

Rayos X

La segunda sección está dividida diferenciando la información de pacientes adultos y pediátricos a los que se les practican exploraciones simples, así de como la relacionada con TC y con otro tipo de exploraciones que no pueden englobarse en las anteriores. En las subsecciones de *Adultos*, *TC* y *Otros* se presenta el nombre de la exploración realizada, la dosis efectiva media en mSv, y la equivalencia de esta dosis en radiografías de tórax, ya que es la prueba más común. Así los usuarios pueden realizar una equivalencia con una prueba conocida, y una comparación con la radiación natural de fondo, siendo la referencia la radiación natural de fondo de Madrid. Si se presiona el botón de información, se observa una ventana en la que se explica cómo añadir cada prueba al historial personal, un recordatorio de que no existen límites de dosis para pacientes, así como que los datos mostrados corresponden a un paciente estándar, hombre de 70 kg de peso. En el caso de la subsección *Pediatría*, al no disponerse de información explícita sobre dosis efectiva media, se presenta la información de dosis absorbida en μGy para cinco exploraciones diferentes, así como la equivalencia con radiografías de tórax. En el botón de información se menciona que los datos mostrados corresponden a un paciente estándar de 5 años y 20 kg de peso.

[†] www.cnd.es

Medicina Nuclear

En la tercera sección se encuentra la información relacionada con la dosis recibida al realizarse una exploración en Medicina Nuclear. Se han separado las exploraciones por región anatómica a estudiar: Cardiología, Endocrinología, Gastroenterología, Nefrología, Neumología, Neurología, Osteoarticular, Sistema vascular y linfático, Oncología y Enfermedades infecciosas y autoinmunes. En cada una de las secciones encontramos el tipo de estudio con el radiofármaco utilizado, la dosis efectiva en mSv y la comparación con la radiación natural de fondo.

Pacientes embarazadas

La cuarta sección es un resumen del documento ICRP número 84. En el primer cuadro de texto se recuerda que sólo se deben tomar decisiones de interrupción de embarazo en el caso de superar ciertos niveles de dosis fetales, tras obtener información con un experto y basándose en las circunstancias individuales. Se puede acceder al resto del resumen si se hace clic en el botón *Ir a recomendaciones*. Se han añadido dos cuadros resumen que aparecen en el propio documento ICRP nº 84. En el primero se muestra la dosis fetal media aproximada recibida en ciertas exploraciones de radiología convencional, exámenes fluoroscópicos y TC, y el segundo informa sobre la probabilidad de que el niño no sufra ninguna malformación según la dosis absorbida por el embrión o feto.

Radiación Natural

Como se ve en las anteriores secciones, los datos se comparan con la radiación natural de fondo durante cierto tiempo. Por ello se decidió hacer una sección que explicara brevemente qué es la radiación natural de fondo y por qué unas zonas geográficas reciben más que otras. Se muestra un mapa interactivo de España cuya leyenda representa la distribución de fondo ambiental mensual. En el mapa se pueden ver las estaciones de donde se han extraído los datos.

Historia Personal

Tal y como indica el título, aquí se pueden guardar los datos que el usuario seleccione en las secciones de *Rayos X* o *Medicina Nuclear*. Las pruebas se ordenan según tipo y fecha de realización y pueden eliminarse en caso de que sea necesario.

Referencias

Se han añadido accesos directos de descarga de los Reales Decretos relacionados con el uso de las radiaciones ionizantes en el ámbito hospitalario, así como de la Directiva 2013/59/EURATOM. También se citan los demás documentos de referencia en cada una de las secciones de la *APP*.

Más Información

La última sección engloba información de gran utilidad tanto para pacientes como para trabajadores expuestos.

En la subsección *La dosis* se encuentra una definición detallada sobre la dosis efectiva, así como tres cuadros que resumen las magnitudes más utilizadas en la Protección Radiológica, los factores de ponderación por tejido, y los factores de ponderación por tipo de radiación.

En la subsección *Material de protección radiológica para pacientes* se han añadido enlaces directos de descarga a dos notas técnicas de gran interés sobre la utilización de protectores plomados, tanto en tiroides para la realización de mamografías, como de gónadas en exploraciones simples en radiodiagnóstico pediátrico.

En la subsección de *Trabajadores expuestos y público* se encuentran los límites de dosis efectiva y equivalente anuales para trabajadores profesionalmente expuestos y público, y por otra parte un recordatorio de la señalización que se puede encontrar en un hospital, organizado por tipo de zona y con una breve explicación de los límites que pueden superarse en cada caso.

3. Resultados y discusión

La aplicación cumple con el objetivo inicial de resumir y aclarar conceptos sobre protección radiológica, poniendo al alcance todos los documentos legales que respaldan la profesión de la Física Médica. Además, se han añadido secciones más específicas para trabajadores expuestos, con las que podrán recordar la información que necesiten en cualquier momento.

La navegación resulta sencilla e intuitiva, de forma que cualquier tipo de usuario puede utilizarla con como-



Fig. 2. Código QR para descargar la aplicación Radiación en Medicina.



Fig. 3. Dibujo incluido en la sección *Imágenes*.

Radiografía simple (Adultos)	Dosis efectiva media (mSv)	Equivalente a estas radiografías de tórax:	Comparable con la radiación natural de fondo durante:
Tórax	0,04	1	14 días
Columna cervical	0,05	1,25	18 días
Columna dorsal	0,18	5	2 meses
Columna lumbar	0,93	23	10 meses
Mamografía	0,27	7	3 meses
Abdomen	0,39	10	5 meses
Pelvis y cadera	0,59	15	7 meses
Dental intraoral	0,004	0,10	1 día
Dental panorámica	0,025	0,625	9 días

Fig. 4. Tabla de datos de la sección *Rayos X > Adultos*.



Fig. 5. Sección *Radiación natural*.

didad. Al no ocupar mucho espacio en la memoria del dispositivo puede tenerse guardada de forma permanente en caso de necesidad, ya que no es una *APP* de uso diario.

Se puede utilizar sin necesidad de Wi-Fi o conexión a internet, lo que la hace cómoda a la hora de ejecutarla en zonas con poca cobertura debido a los blindajes de las instalaciones.

La mejor forma de ver los resultados es descargándose la aplicación a través del enlace a la Play Store de Android,[‡] capturando el código QR de la figura 2 o viendo las imágenes de las figuras 3 a 5.

Conclusiones

Toda la información utilizada en la aplicación es oficial y se puede encontrar en la bibliografía. Habitualmente es conocida por los especialistas, pero los pacientes suelen desconocer su existencia. Se ha diseñado una aplicación sencilla, fácil de usar y muy concreta, en la que se especifica en todo momento que no existen límites de radiación para pacientes e indicando que en caso de necesitar información más detallada ó individualizada se debe contactar con un Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.

Debido a los problemas derivados de las múltiples versiones de Android existentes, la aplicación puede contener algunos errores que se intentan solventar en la mayor brevedad posible en cuanto son detectados. Por este motivo se ha creado un buzón de sugerencias al que se pueden enviar comentarios. Además, la Aplicación se irá actualizando de forma que se adapte a las necesidades y novedades que vayan apareciendo.

Bibliografía

1. CSN–Universidad de Málaga. Proyecto DOPOES: estimación de las dosis poblacionales derivadas de exploraciones de radiodiagnóstico en España. 30 de septiembre de 2014.

2. Real Decreto 783/2001, de 6 de julio, por el que se aprueba el Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes. B.O.E. nº 178 de 27 de julio de 2001.
3. 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.
4. 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. B.O.E. nº 168 de 14 de julio de 2001.
5. Real Decreto 1841/1997, de 5 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en Medicina Nuclear. B.O.E. nº 303 de 19 de diciembre de 1997.
6. Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico. B.O.E. nº 311 de 29 de diciembre de 1999.
7. Directiva 2013/59/EURATOM del Consejo, de 5 de diciembre de 2013, por la que se establecen las normas de seguridad básicas para la protección contra los peligros derivados de la exposición a radiaciones ionizantes. Diario Oficial de la UE nº L 13 17 de enero de 2014.
8. CSN–MSSSI–SEMNIIM–SEPR–SEFM. Proyecto DOMNES. Prospección nacional de procedimientos de diagnóstico en Medicina Nuclear utilizados en los centros sanitarios españoles. Estimación de dosis recibidas por los pacientes y la población. Abril 2013.
9. ICRP, 2013: Radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology. ICRP Publication 121. Ann. ICRP 42(2).
10. ICRP, 1988. Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals. ICRP Publication 53. Ann. ICRP 18 (1-4).
11. ICRP, 1998. Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals (Addendum to ICRP Publication 53). ICRP Publication 80. Ann. ICRP 28 (3).
12. ICRP, 2008. Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals–Addendum 3 to ICRP Publication 53. ICRP Publication 106. Ann. ICRP 38 (1-2).
13. ICRP, 2000. Pregnancy and Medical Radiation. ICRP Publication 84. Ann. ICRP 30 (1).
14. ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4).

‡ <https://play.google.com/store/apps/details?id=es.radiofiscahospitalaria.radiacionenmedicina&hl=es>

Registro espacial de ventana múltiple en gammacámaras empleando un maniquí de linealidad espacial

Multiple window spatial registration in gammacameras using a phantom for spatial linearity evaluation

Alejandro Prado Barragán*, Francisco Rafael Lozano Martínez, Mario Leonor Yuste, Luis Carlos Martínez Gómez, María José Rot San Juan, Rosa Gilarranz Moreno

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, HU 12 de Octubre, Madrid (España).

Fecha de Recepción: 26/10/2017 - Fecha de Aceptación: 26/01/2018

En el presente trabajo se expone un método alternativo al descrito en el Protocolo Español de Control de Calidad en la Instrumentación en Medicina Nuclear¹ para la realización de la prueba de registro espacial de ventana múltiple en gammacámaras. Para ello se emplea un maniquí desarrollado para la evaluación de la linealidad espacial, que posee un conjunto de orificios de 5 mm de diámetro colocados en forma de malla ortogonal. El maniquí está fabricado en plomo y posee un espesor de 3 mm. Como fuente se emplea una jeringuilla con un volumen menor de 0.1 ml de ⁶⁷Ga y una actividad de 0.1 mCi. Las adquisiciones se han llevado a cabo en dos gammacámaras distintas para verificar la viabilidad del método. Para el análisis de las imágenes se ha desarrollado una macro en el lenguaje de *ImageJ*.² Los resultados obtenidos son satisfactorios y se encuentran dentro de la tolerancia establecida por el protocolo español. El método propuesto supone un ahorro considerable de tiempo tanto en la adquisición de las imágenes como en el análisis de estas. También supone una disminución del tiempo empleado en la manipulación de la fuente y, como consecuencia, en el riesgo de contaminación asociado.

Palabras clave: Gammacámara, REVM, maniquí de linealidad espacial, Ga-67.

In the present paper, an alternative methodology to perform the multiple window spatial registration test in gamma cameras is proposed. A home-made phantom, developed to evaluate the spatial linearity of a gamma camera, is used. The phantom is made with a plate of lead, 3 mm thick, which contains a set of 5 mm diameter holes arranged in a 17 × 17 matrix. The distance between adjacent holes is 2 cm. A syringe containing a small volume of ⁶⁷Ga (no more than 0.1 ml) and a 0.1 mCi activity, located 2 m away from the detector, is used as a point-like source to illuminate the phantom. Data have been collected from two different gamma cameras to validate the method. In order to automatize the data analysis, an *ImageJ* macro was programmed at our institution. The obtained results do not exceed the maximum values recommended by the Spanish Protocol (1 mm), so they are considered as satisfactory. The method proposed here entails a considerable reduction of time regarding both image acquisition and analysis. It also involves a time reduction regarding source manipulation and, as a direct consequence, a lower risk of radiation contamination associated with the procedure.

Key words: Gamma camera, MWSR, spatial linearity phantom, Ga-67.

1. Introducción

Una de las pruebas de control de calidad en gammacámaras³⁻⁷ recogida en el Protocolo Español de Control de Calidad de la Instrumentación en Medicina Nuclear (*PECCIMN*),¹ es la de registro espacial de ventana múltiple (*REVM*). La prueba, de periodicidad semestral, tiene como objetivo verificar que las imágenes de un mismo objeto obtenidas con distintas ventanas de energía, en el caso de isótopos con múltiples picos, se superponen. De este modo se comprueba la

capacidad de la gammacámara de asignar las mismas coordenadas espaciales a fotones de distintas energías que interaccionan en el mismo punto de la superficie del detector. El parámetro que se evalúa y que está sometido a tolerancia es la máxima diferencia entre las posiciones de las imágenes de una misma fuente puntual obtenidas con distintas energías. El isótopo empleado en esta prueba es ⁶⁷Ga, cuyas energías asociadas a los principales fotopicos son 93, 184 y 296 keV.

* Correspondencia
alejandropb@hotmail.com

Según el apartado *GPL04* del *PECCIMN*¹ se recomienda realizar esta prueba con dos fuentes de ⁶⁷Ga colimadas, empleando para ello el maniquí descrito en el documento NEMA NU1.⁷ El maniquí es una estructura cilíndrica de plomo de 25 mm de espesor en su base y que posee un orificio de 5 mm de diámetro gracias al cual la radiación de la fuente es colimada. En este maniquí se introduce un vial con un pequeño volumen de ⁶⁷Ga, generalmente no mayor de 0.1 ml. La actividad recomendada para la obtención de las imágenes es de unos 30 μ Ci por fuente. No se recomienda sobrepasar las 10 kcps en la menor de las energías, que es la que proporciona la mayor tasa de cuentas.

La adquisición se realiza en modo intrínseco, colocando los detectores en posición horizontal y posicionando las fuentes de forma simétrica respecto del centro del detector. Para la aceptación se recomienda tomar una medida en el centro, 4 en el eje X y 4 en el eje Y (a 0.4 y 0.8 veces la mitad del campo de visión útil en cada eje). Respecto a las pruebas semestrales se recomienda la toma de, al menos, 4 medidas seleccionando las energías menor y mayor del ⁶⁷Ga y colocando las fuentes a ± 0.4 veces la mitad del campo de visión útil en el eje X.

Los parámetros de adquisición recomendados son: matriz de 512 \times 512 (o la máxima disponible), tamaño de pixel menor de 2.5 mm y número mínimo de cuentas de 1000 kc.

Se determina el centro de gravedad de la distribución de cuentas obtenida con las fuentes colimadas y se evalúa la diferencia de coordenadas entre las imágenes de una misma fuente con distintas ventanas energéticas. Para ello se emplea una región de interés (*ROI*) cuadrada con un lado aproximadamente igual a 4 veces la anchura a mitad de altura (*AIMA*) de la distribución de cuentas de la imagen. La tolerancia establecida por el *PECCIMN*¹ para las pruebas de aceptación es de un 10% respecto del valor proporcionado por el fabricante. Para las pruebas de constancia esta tolerancia es de un 20%. En cualquier caso las diferencias máximas no deberán exceder el milímetro.

El tiempo estimado de adquisición por cabezal es de 30 min y el tiempo empleado en el análisis de las imágenes y la realización del informe de otros 30 min.

Existen ciertos inconvenientes que se derivan de la realización de esta prueba tal y como se describe en el *PECCIMN*.¹ Para un servicio que disponga de varias gammacámaras el tiempo empleado en la realización de esta prueba puede llegar a ser muy largo. A su vez, el análisis de todas las imágenes asociadas a los diversos cabezales requiere una inversión de tiempo considerable. Por otra parte la actividad recomendada de 30 μ Ci por fuente es una actividad difícil de medir con precisión en los activímetros de uso común en radiofarmacia. Por último, la creación de dos fuentes implica un mayor tiempo de manipulación de material

radiactivo así como un aumento del riesgo de contaminación asociado al proceso.

En este trabajo se expone un procedimiento alternativo para la adquisición de imágenes que emplea una única fuente puntual y un maniquí ortogonal diseñado para la evaluación de la linealidad espacial. Además, se presenta una macro que realiza de forma automática el análisis de las imágenes. Con esta nueva metodología se pretende la obtención de resultados satisfactorios para la prueba disminuyendo de forma considerable el tiempo empleado en la misma.

2. Material y método

Para la evaluación de la prueba de *REVM* se ha empleado un maniquí ortogonal de fabricación propia construido originalmente para la evaluación de la linealidad espacial con fuente de ^{99m}Tc (fig. 1). El maniquí está formado por una plancha de plomo de 3 mm de espesor alojada entre sendas planchas de metacrilato de 3 mm de espesor cada una. Cada plancha posee unas dimensiones de 39.5 \times 39.5 cm². Para la correcta fijación de las tres planchas entre sí y evitar posibles desplazamientos entre ellas, se emplearon tornillos en cada una de las esquinas. Las planchas disponen de un mallado de 17 \times 17 orificios con un diámetro de 5 mm. La separación entre dos orificios adyacentes es de 2 cm.

Las adquisiciones se han realizado en dos gammacámaras de doble cabezal: un equipo híbrido *SPECT/CT Optima NM/CT 640* de *General Electric*

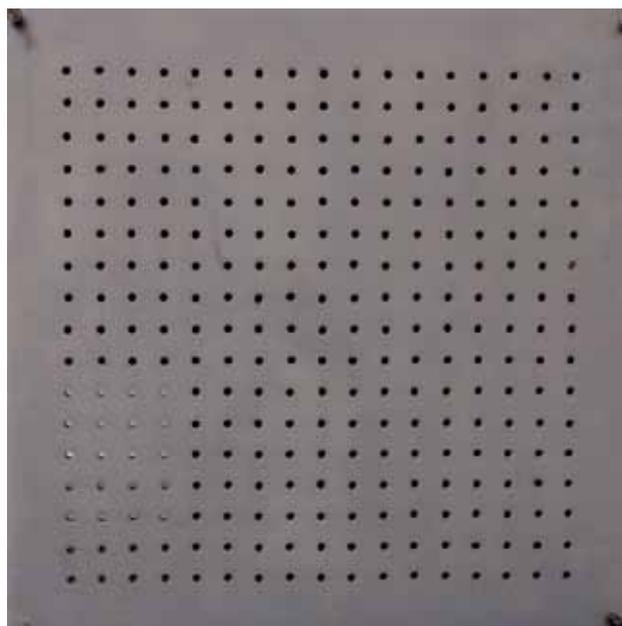


Fig. 1. Maniquí empleado para la realización de la prueba de registro espacial de ventana múltiple (*REVM*).

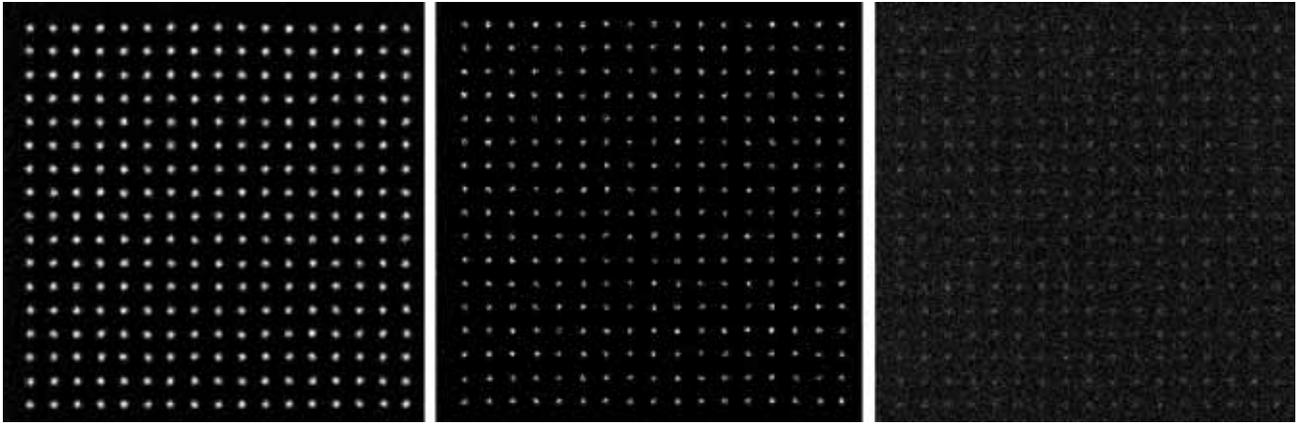


Fig. 2. Imágenes obtenidas del maniquí con ventanas energéticas centradas en 93, 184 y 296 keV adquiridas en un equipo híbrido *SPECT/CT Optima NM 640* de General Electric.

(campo de visión útil de $54 \times 40 \text{ cm}^2$) y una gammacámara *SKYLight* de Philips (campo de visión útil de $50.8 \times 38.1 \text{ cm}^2$). Las imágenes se han adquirido en modo intrínseco colocando cada uno de los cabezales horizontalmente a la menor distancia posible del suelo y orientados hacia el techo. Sobre el cristal de cada cabezal se coloca el maniquí bien centrado. Para obtener un frente plano de radiación incidiendo sobre el maniquí se ha suspendido sobre este una fuente de 0.1 mCi de ^{67}Ga alojado en una jeringuilla, a una distancia de unos 2 m (unas 5 veces la dimensión de los cristales de las gammacámaras, de unos 40 cm). En estas condiciones se adquieren las imágenes correspondientes a las tres energías del ^{67}Ga , para cada uno de los detectores de las gammacámaras (fig. 2).

Para el análisis de las imágenes se ha empleado el software libre *ImageJ*.² El análisis se lleva a cabo según lo establecido en la prueba *GPL04* del *PECCIMN*.¹ Para ello se seleccionan el orificio central y los situados a 0.4 y 0.8 veces el campo de visión útil en los cuatro sentidos, que se corresponden con unas distancias de 8 y 16 cm respecto al orificio central para un campo útil de 40 cm. Ya que la adquisición proporciona las imágenes de todos los orificios, es posible emplear en el análisis otras distancias adicionales. Además de lo establecido en la prueba *GPL04*,¹ se ha analizado la posición de 12 cm para obtener información extra entre las posiciones de 8 y 16 cm. Para campos de visión útil distintos de 40 cm se aproximan las distancias correspondientes a los orificios más próximos. Debido a las dimensiones del maniquí no es posible obtener resultados a más de 16 cm del centro del mismo.

Para calcular la posición de la imagen de cada orificio, y de acuerdo a lo establecido en la prueba *GPL04*,¹ se calcula el centro de gravedad (*CDG*) de una región de interés (*ROI*) cuadrada centrada en la imagen. El lado de cada *ROI* debe ser de unas 4 veces la anchura a mitad de altura (*AIMA*) de la imagen del orificio. En

nuestro caso el *AIMA* es de 5 mm, por lo que el tamaño seleccionado para el lado de cada *ROI* fue de 2 cm. Las *ROIs* se centraron en el centro geométrico de cada uno de los orificios y se midieron las coordenadas del centro de gravedad (*CDG*) de la distribución de cuentas para cada uno de ellos y para cada una de las energías del ^{67}Ga .

Una vez obtenidas las posiciones del *CDG* de cada uno de los orificios analizados en cada energía, $(X_{C,j}, Y_{C,j})$, se establecen las diferencias entre las coordenadas para las distintas energías ($\Delta X_{C,j,k} = X_{C,j} - X_{C,k}$) con el objetivo de calcular las desviaciones máximas correspondientes, $\Delta X_C = \text{máx}(X_{C,j} - X_{C,k})$.

Para realizar el análisis descrito de manera automática se ha programado una macro en el lenguaje de *ImageJ*.² En primer lugar la macro pide al usuario la elección de la gammacámara donde se han tomado las imágenes (fig. 3). Esta selección tiene en cuenta el tamaño de campo útil en cada eje de la gammacámara escogida y, de este modo, selecciona los orificios más cercanos a 0.4, 0.6 y 0.8 veces la mitad del campo de visión útil en cada caso. A continuación aparece un cuadro de diálogo en el cual el usuario debe seleccionar las imágenes correspondientes a cada una de las energías del ^{67}Ga para la gammacámara a analizar. Esto es posible hacerlo de dos formas: cargando cada una de las tres imágenes (una por energía del isótopo) o cargando directamente un *stack* con las tres imágenes creado previamente por el usuario. Después la macro crea una *ROI* en el centro de la imagen que debe ser centrada con precisión por el usuario en el orificio central del maniquí (fig. 3). La posición de esta *ROI* será tomada como referencia para la creación de las distintas *ROIs* con las cuales se medirán las coordenadas del *CDG* de los orificios a estudiar. Una vez que la macro crea todas las *ROIs* y calcula los *CDG* para la primera de las energías, el proceso se repite de manera automática para las energías restantes sin desplazar ninguna

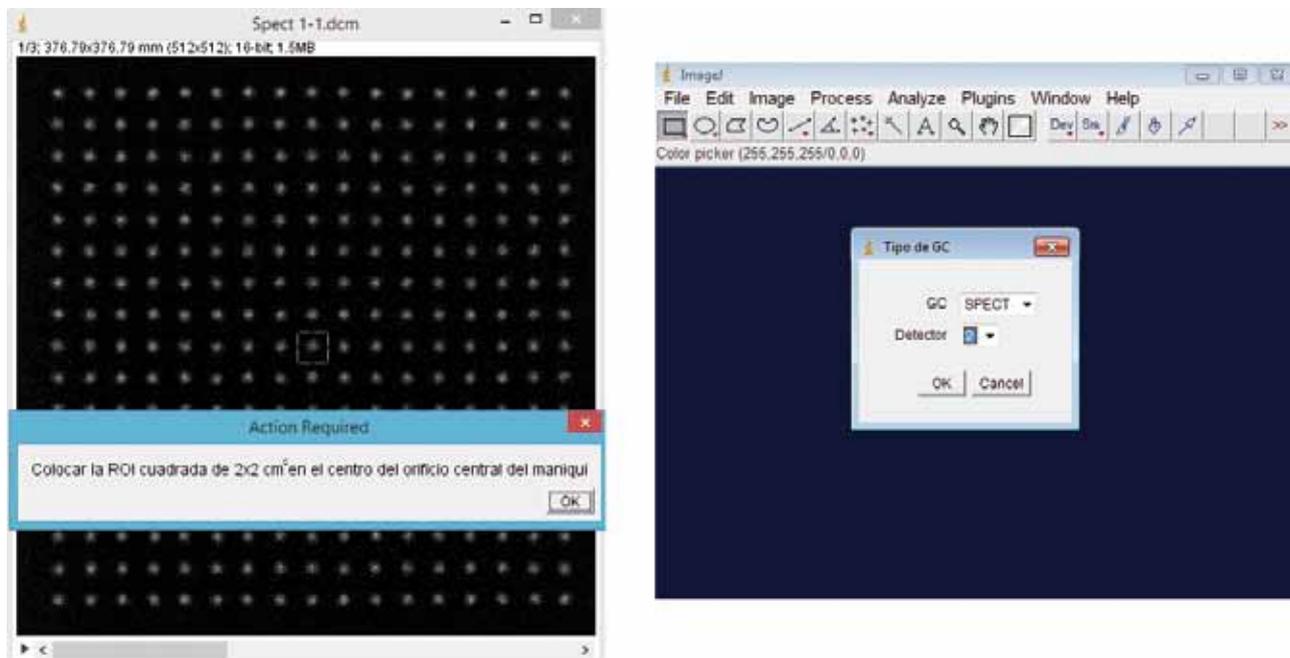


Fig. 3. Capturas de pantalla de la macro desarrollada en el lenguaje de *ImageJ*. A la derecha se observa el diálogo inicial en el cual el usuario escoge la gammacámara a analizar y el cabezal. A la izquierda aparece la *ROI* que el usuario debe centrar y sirve como referencia para posicionar el resto de las *ROIs* necesarias para el análisis.

de las *ROIs*. La macro genera un archivo de texto con todos los datos del análisis: coordenadas del *CDG* para cada energía y posición del orificio, desviaciones de cada energía respecto de las otras dos y desviaciones máximas en coordenadas *X* e *Y* para cada posición del orificio a considerar.

Con el objetivo de evaluar la influencia que tiene el centrado de la *ROI* en el valor finalmente obtenido para las coordenadas del *CDG*, se han calculado estas para distintas *ROIs* desplazadas en los cuatro sentidos. Las imágenes empleadas en este análisis corresponden a las adquiridas en el equipo híbrido *SPECT/CT*. El des-

Tabla 1. Valores obtenidos de desviaciones máximas de los centros de gravedad en las coordenadas *X* e *Y* entre las distintas energías para las posiciones *X* e *Y* indicadas para el equipo híbrido *SPECT/CT* de General Electric.

Detector 1				
Orificio (cm)	8X	-8X	8Y	-8Y
D _{max} X/Y (mm)	0.16/0.76	0.63/0.47	0.17/0.60	0.47/0.39
Orificio (cm)	12X	-12X	12Y	-12Y
D _{max} X/Y (mm)	0.33/0.25	0.30/0.09	0.27/0.41	0.45/0.74
Orificio (cm)	16X	-16X	16Y	-16Y
D _{max} X/Y (mm)	0.63/0.14	0.34/0.24	0.14/0.78	0.24/0.61
Detector 2				
Orificio (cm)	8X	-8X	8Y	-8Y
D _{max} X/Y (mm)	0.37/0.43	0.12/0.45	0.46/0.37	0.71/0.18
Orificio (cm)	12X	-12X	12Y	-12Y
D _{max} X/Y (mm)	0.16/0.76	0.43/0.75	0.68/0.71	0.96/0.93
Orificio (cm)	16X	-16X	16Y	-16Y
D _{max} X/Y (mm)	0.38/0.72	0.51/0.38	0.21/0.25	0.68/0.15

plazamiento ha sido de 2 píxeles (1,47 mm) respecto de una posición de referencia (*ROI* centrada en el centro geométrico). Este análisis se realiza para cada una de las energías. Los orificios seleccionados para este análisis son el orificio central y los situados en el eje *X* a 8 cm y 16 cm del centro en ambos sentidos. Para cada orificio y energía se obtiene la desviación máxima en mm del *CDG* obtenido con la *ROI* desplazada respecto del valor del *CDG* obtenido con la *ROI* centrada. Para cada energía y coordenada del *CDG* se calcula la media y la desviación estándar.

Adicionalmente, se obtiene la posición de la imagen de cada orificio ajustando los datos de la *ROI* a una distribución gaussiana y seleccionando las coordenadas del pico. Para integrar toda la información contenida en la *ROI*, se colapsan los datos en las direcciones *X* e *Y*. Cada perfil resultante se ajusta a una función gaussiana unidimensional y se obtiene la coordenada del pico para cada orificio y energía ($X_{P,j}, Y_{P,j}$). A partir de estos valores, se obtienen las diferencias máximas entre las posiciones de los picos en las distintas energías para cada orificio ($\Delta X_P, \Delta Y_P$).

Como estimador de la transmisión del maniquí para cada energía se emplea el valor de las colas de la gaussiana respecto del máximo.

3. Resultados

Los resultados obtenidos para el análisis de las imágenes adquiridas con el equipo híbrido *SPECT/CT* se muestran en la tabla 1, mientras que los resulta-

dos correspondientes a la gammacámara *SKYLight* se detallan en la tabla 2. Se recogen los valores de las desviaciones máximas en coordenadas *X* e *Y* para cada posición del orificio analizado. Los resultados del análisis empleando perfiles ajustados aparecen recogidos en la tabla 3 para uno de los detectores del equipo híbrido *SPECT/CT*. Por simplicidad no se han incluido en la tabla los coeficientes de determinación en cada caso. En todos los casos, estos coeficientes disminuyen a medida que aumenta la energía ($R \approx 0.99$ para 93 keV y $R \approx 0.5$ para 298 keV).

Los resultados correspondientes a la evaluación de la transmisión del maniquí para las energías de 93, 184 y 296 keV, son de 4%, 10% y 20%, respectivamente.

Respecto al tiempo empleado tanto en la adquisición de imágenes como en el análisis de estas el procedimiento descrito supone una reducción sustancial del mismo. Debido a que solo se necesita una adquisición por cabezal, el tiempo empleado en la prueba no supera los 10 minutos por detector. El análisis de las imágenes mediante la macro desarrollada permite obtener los resultados para una gammacámara de doble cabezal en no más de 20 segundos.

4. Discusión

Los resultados obtenidos mediante el método del *CDG* (tablas 1 y 2), así como los obtenidos mediante el método de los perfiles ajustados (tabla 3) se consideran satisfactorios. Las desviaciones máximas proporcionadas por ambos procedimientos no superan el milímetro.

Tabla 2. Valores obtenidos de desviaciones máximas de los centros de gravedad en las coordenadas *X* e *Y* entre las distintas energías para las posiciones *X* e *Y* indicadas para la gammacámara *SKYLight* de Philips.

Detector 1				
Orificio (cm)	8X	-8X	8Y	-8Y
D _{max} X/Y (mm)	0.27/0.65	0.65/0.76	0.09/0.49	0.62/0.45
Orificio (cm)	12X	-12X	12Y	-12Y
D _{max} X/Y (mm)	0.66/0.77	0.12/0.42	0.13/0.17	0.58/0.40
Orificio (cm)	16X	-16X	16Y	-16Y
D _{max} X/Y (mm)	0.24/0.86	0.15/0.41	0.63/0.27	0.25/0.30
Detector 2				
Orificio (cm)	8X	-8X	8Y	-8Y
D _{max} X/Y (mm)	0.46/0.31	0.14/0.87	0.65/0.12	0.05/0.43
Orificio (cm)	12X	-12X	12Y	-12Y
D _{max} X/Y (mm)	0.32/0.59	0.87/0.47	0.41/0.85	0.04/0.45
Orificio (cm)	16X	-16X	16Y	-16Y
D _{max} X/Y (mm)	0.62/0.18	0.34/0.24	0.61/0.48	0.73/0.24

Tabla 3. Desviaciones máximas obtenidas en coordenadas X e Y mediante el empleo del método de los perfiles ajustados a gaussianas para uno de los detectores del equipo híbrido SPECT/CT de General Electric.

Detector 1				
Orificio (cm)	8X	-8X	8Y	-8Y
D _{max} X/Y (mm)	0.99/0.57	0.82/0.99	0.45/0.15	0.90/0.23
Orificio (cm)	12X	-12X	12Y	-12Y
D _{max} X/Y (mm)	0.96/0.11	0.25/0.92	0.23/0.31	0.33/0.18
Orificio (cm)	16X	-16X	16Y	-16Y
D _{max} X/Y (mm)	0.70/0.68	0.11/0.45	0.73/0.87	0.14/0.15

Las diferencias entre los resultados obtenidos son consecuencia del análisis de los datos en cada caso y están directamente afectados por el valor de la transmisión del maniquí. El desplazamiento del *CDG* al mover la *ROI* es un indicativo de la transmisión del maniquí y de la adecuación del mismo para la realización de la prueba. Si al descentrar ligeramente la *ROI* el *CDG* variase poco, la colimación sería suficiente como para que la distribución de cuentas estuviese bien definida. En el caso de una colimación perfecta el *CDG* no se movería nada al desplazar la *ROI* algunos milímetros mientras que en el caso de ausencia total de colimación (campo uniforme) el *CDG* y la *ROI* se desplazarían la misma distancia. Para analizar esta dependencia, se ha cuantificado la influencia del desplazamiento de la *ROI* en la posición del *CDG*. En la tabla 4 se recogen los datos obtenidos en función de la energía y del eje coordinado correspondiente junto con las desviaciones estándar obtenidas. Se observa claramente cómo el desplazamiento de la *ROI* influye en la posición del *CDG* entre algunas décimas de milímetro (para la energía más baja) y casi un milímetro (en el caso de la energía mayor). El desplazamiento más acusado del *CDG* con la posición de la *ROI* se produce con la energía más alta, en consonancia con los valores de transmisión creciente obtenidos. Según estos resultados no es recomendable cambiar la posición de las *ROIs* para un mismo orificio al analizar imágenes asociadas a distintas energías. Tampoco se recomienda variar el tamaño de la *ROI* por el mismo motivo. Modificar las

ROIs de cualquiera de las dos formas durante el análisis puede influir de manera notable en el resultado final del mismo. Para el caso ideal de colimación infinita tanto la posición como el tamaño y la forma de la *ROI* no serían relevantes siempre y cuando esta incluyese la imagen del orificio analizado. Debe tenerse en cuenta que el maniquí no está diseñado para las energías del ⁶⁷Ga sino para la evaluación de la linealidad espacial con ^{99m}Tc. Para disminuir esta dependencia con la selección de la *ROI* sería necesario una modificación del maniquí actual. Añadir unos 3 mm de plomo extra ayudaría a reducir el porcentaje de transmisión máxima al 4%, haciendo así más robustos los resultados obtenidos. El empleo de 3 mm extra supone un compromiso entre una colimación suficiente para el desarrollo de la prueba y un espesor de plomo que no haga aumentar en demasía el peso del maniquí, dificultando en ese caso la manipulación del mismo.

El inconveniente del desplazamiento del *CDG* al desplazar la *ROI* puede resolverse mediante el ajuste gaussiano descrito anteriormente, puesto que la influencia del desplazamiento de la *ROI* sobre el resultado obtenido es mucho menor. Para cuantificar esta dependencia, se obtuvieron perfiles colapsados en la dirección X a partir de *ROIs* cuadradas desplazadas 3, 6 y 9 píxeles en la dirección X para varios orificios. Las máximas desviaciones encontradas no superan los 0,07 mm. Este resultado demuestra que el ajuste es prácticamente invariante respecto a traslaciones espaciales.

Tabla 4. Resultados obtenidos para estimar cómo influye el desplazamiento de la *ROI* respecto del centro geométrico del orificio sobre la posición del centro de gravedad (*CDG*) de la imagen. Se detallan los resultados para las distintas energías a través de la media y la desviación estándar (*DE*) obtenida a partir de distintos orificios.

	X (mm)			Y (mm)		
	93 (keV)	184 (keV)	296 (keV)	93 (keV)	184 (keV)	296 (keV)
Media	0.35	0.76	0.95	0.39	0.69	0.91
DE	0.05	0.03	0.14	0.03	0.07	0.17

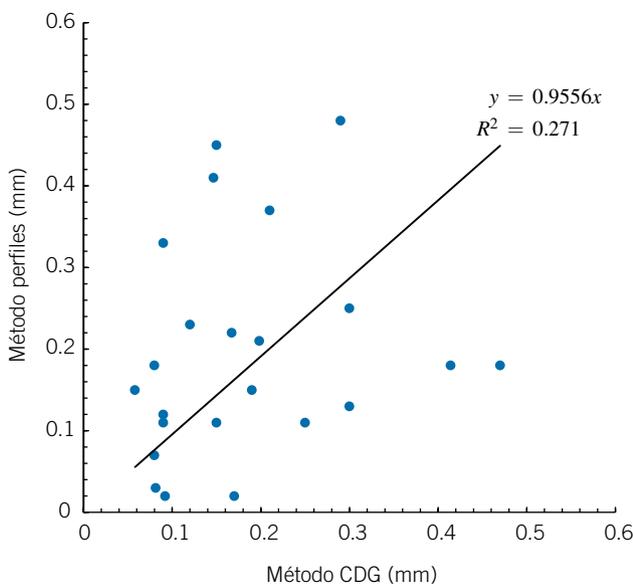


Fig. 4. Gráfica que representa los resultados obtenidos mediante el método del CDG (ΔX_C y ΔY_C) y el de ajuste de perfiles (ΔX_P y ΔY_P) empleando los datos asociados al equipo híbrido *SPECT/CT Optima NM 640* considerando las energías de 184 KeV y 93 KeV.

En la figura 4 se representan los valores obtenidos de ΔX_P y ΔY_P frente a ΔX_C y ΔY_C para las dos energías menores del ^{67}Ga (por ser las que mayor número de cuentas proporcionan en la imagen) en uno de los detectores del equipo híbrido *SPECT/CT*. Al realizar un ajuste lineal que pase por el origen se obtiene una recta con pendiente cercana a la unidad, lo que indica que entre ambos métodos no se encuentran diferencias sistemáticas. En cuanto a la dispersión de los datos, observamos que el coeficiente de determinación del ajuste no es muy alto (0.27). En todo caso, el valor cuadrático medio de las diferencias entre ΔX_P y ΔX_C es de 0.19 mm, valor inferior a los reflejados en la tabla 4 y a la tolerancia de 1 mm contemplada en GPL04. En el caso de que la transmisión se redujese mediante un aumento en el espesor de plomo del maniquí, estas diferencias entre métodos se irían reduciendo hasta ser prácticamente despreciables para el caso de colimación ideal (transmisión nula).

5. Conclusiones

En este trabajo se ha propuesto y evaluado un método alternativo para la adquisición y análisis de datos asociados a la prueba de registro espacial de ventana múltiple para gammacámaras, empleando un maniquí diseñado inicialmente para analizar la linealidad espacial con $^{99\text{m}}\text{Tc}$. El procedimiento descrito permite reducir de manera significativa el tiempo de adquisición de las imágenes necesarias y proporciona resultados satisfactorios y dentro de la tolerancia establecida en *PECCIMN*.¹ Para el análisis de resultados se proponen dos métodos basados respectivamente en la obtención del *CDG* y en el ajuste a gaussianas de perfiles obtenidos a partir de *ROIs* colapsadas en cada eje coordinado. Mediante la macro programada el tiempo empleado en el análisis de las imágenes se reduce de manera considerable. Se ha evaluado la influencia de la transmisión del maniquí en los resultados obtenidos mediante distintas pruebas. En caso de nueva construcción del maniquí un aumento en el espesor de plomo de al menos 3 mm sería muy recomendable para perfeccionar la metodología propuesta y aumentar la robustez de los resultados obtenidos.

Bibliografía

1. Protocolo Español de Control de Calidad de la Instrumentación de Medicina Nuclear. SEFM-SEMNUM-SEPR. ADI Servicios Editoriales. 2015.
2. Schindelin J, Arganda-Carreras I, Frise E et al. (2012), "Fiji: an open-source platform for biological-image analysis", *Nature methods* 9(7):676-82, PMID 22743772.
3. Scintillation camera acceptance testing and performance evaluation. AAPM Report N° 6. 1980.
4. IEC. Medical electrical equipment. Characteristics and test conditions of radionuclide imaging devices. Anger type gamma cameras. IEC International Standard 60789. Ginebra: International Electrotechnical Commission; 2005.
5. IAEA Quality control atlas for scintillation camera systems. IAEA-Pub1141. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2003.
6. IAEA Quality Assurance for SPECT Systems. IAEA-Pub-1394 Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009.
7. Performance Measurements of Gammacameras. NEMA Standards Publication NU 1-2007. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2007.



Revisión de Artículos

Francisco Clemente*

Comité de Redacción.

Estimados amigos,

Para este número contamos con una selección de cinco interesantes comentarios sobre trabajos científicos publicados en revistas internacionales de nuestro campo de reconocido prestigio, pertenecientes a los ámbitos de radioterapia, medicina nuclear, diagnóstico por imagen y protección radiológica.

En el primero de ellos, Carmen Ruiz nos presenta la búsqueda de algoritmos de recalibración referidos a la dosimetría con películas radiocrómicas, siendo aplicables a cualquiera de las respuestas de las películas habituales. El segundo de ellos, ofrecido por Fernando Mañeru, muestra un interesante método para la prescripción y estimación de dosis absorbida en tratamientos de radioembolización con microesferas de Y-90, permitiendo la estimación de la dosis a tumor e hígado sano mediante el cálculo de la relación de captación tumor-tejido a partir de un estudio SPECT-CT realizado unos días antes del tratamiento. El siguiente trabajo, presentado por Pedro Arce, muestra la aplicación de métodos Monte Carlo mediante Geant4 al caso de un acelerador, con la particularidad de estudiar los muchos parámetros que ofrece este código para elegir aquellos que proporcionan mayor precisión o mayor velocidad de cálculo, frente a estudios previos que se conforman con errores estadísticos de la simulación Monte Carlo demasiado elevados. Para el cuarto de los estudios presentados, hemos seleccionado el trabajo de Eloy García, que muestra una revisión de todas y cada una de las partes del problema de registro multimodal entre imágenes de resonancia magnética de pecho y mamografía. Dada la trascendencia de las técnicas de imagen en los programas de cribado de cáncer de mama, la fusión de información de diferentes modalidades de imagen médica es un reto para los radiólogos, especialmente entre dos modalidades tan dispares como la RM y la mamografía. Para solventar esta dificultad, se muestra el desarrollo de técnicas automáticas de registro en las dos modalidades. En el último de los estudios, Blanca Ibáñez nos propone un trabajo en el ámbito de la protección radiológica, con el estudio del blindaje exigido para las barreras de la sala de tratamiento en el caso particular de un equipo de braquiterapia electrónica.

Esperamos que los trabajos presentados sean de vuestro agrado. Muchas gracias a todos, especialmente a los autores que han contribuido a la realización de esta sección.

* Correspondencia
Email: pclementegutierrez@gmail.com



On the re-calibration process in radiochromic film dosimetry

Ruiz-Morales C, Vera-Sánchez JA, González-López A
Phys Med 2017;42:67-75.

Carmen Ruiz Morales

PhD Programme in Physics and Space Science of the University of Granada.
crm.radiofisica@gmail.com

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

La película radiocrómica es un dosímetro utilizado habitualmente en la realización de verificaciones de tratamientos y en el “comisionamiento” de algunas técnicas de tratamiento. Su equivalencia al agua, débil dependencia con la energía y alta resolución espacial hacen de ella un dosímetro adecuado en la práctica clínica. Por contra, las variabilidades del escáner y las inhomogeneidades de la película introducen artefactos que reducen la exactitud y precisión de los resultados. Para corregir los efectos inter-scan, intra-lote y auto-ennegrecimiento disponemos de dos métodos de corrección. Uno es el “Protocolo Eficiente” de Lewis et al. que corrige las curvas sensitométricas a partir de trozos de la misma película irradiados a dosis conocidas y digitalizados junto con ésta. Este método solo es aplicable cuando se utilizan como variables sensitométricas la dosis y el valor de píxel normalizado. El otro método corrige la lectura de una película utilizando un factor multiplicativo obtenido a partir de la lectura de un trozo de control, común para todas las películas del mismo lote.

Esta situación nos motivó a buscar un algoritmo que fuera aplicable a todas las posibles variables utilizadas habitualmente como respuesta de la película radiocrómica. Además consideramos necesario hacer una evaluación y comparativa de los algoritmos de corrección para comparar los niveles de exactitud que alcanzan y cómo se comportan.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades para realizar el trabajo?

El reto principal fue idear algoritmos de recalibración que fueran sencillos de implementar, que se puedan aplicar a todas las respuestas de las películas habituales y fueran independientes de la forma de la curva sensitométrica. Asimismo, los algoritmos debían obtener resultados con al menos el mismo nivel de exactitud y precisión que el publicado por Lewis.

¿Cuál ha sido el hallazgo y los resultados más importantes del estudio?

Se han desarrollado dos algoritmos de recalibración que permiten utilizar cualquiera de las respuestas de las películas habituales. En todos los casos se mitiga el efecto intra-lote en todo el rango de dosis habitual, se corrige el efecto inter-scan y se compensa la sobre-respuesta debida al tiempo post-exposición. Los nuevos algoritmos obtienen resultados con el mismo nivel de precisión y exactitud que el algoritmo de recalibración de Lewis para todos los protocolos. Además observamos que el método de corrección, que usa un solo trozo de control, mitiga las variabilidades pero no consigue los mismos niveles de precisión y exactitud que los algoritmos de recalibración.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Para realizar dosimetría absoluta con película radiocrómica, es necesario utilizar métodos de recalibración que corrijan la variabilidad de las respuestas de película y digitalizador. Los métodos desarrollados en este trabajo permiten aplicarse a los diferentes protocolos de calibración, independientemente de las funciones sensitométricas o de las variables sensitométricas utilizadas, para así mejorar tanto la exactitud como la precisión de la dosimetría.



Dosimetry and prescription in liver radioembolization with ^{90}Y microspheres: 3D calculation of tumor-to-liver ratio from global $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MAA SPECT information

Mañeru F, Abós D, Bragado L, Fuentemilla N, Caudepón F, Pellejero S, Miquelez S, Rubio A, Goñi E, Hernández-Vitoria A
Phys Med Biol 2017;62:9099-111.

Fernando Mañeru Cámara

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Complejo Hospitalario de Navarra, Pamplona.
fernando.maneru.camara@cfnavarra.es

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

En el hospital empleamos el método de partición desde hace varios años para la prescripción y estimación de dosis absorbida en tratamientos de radioembolización con microesferas de ^{90}Y . Este método permite la estimación de la dosis a tumor e hígado sano mediante el cálculo de la relación de captación tumor-tejido (T/N) a partir de un estudio SPECT-CT realizado unos días antes del tratamiento, tras la administración vía arteria hepática de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ marcado con macroagregados de albúmina. Al aplicar el método de partición, frecuentemente surgían dudas respecto al trazado de las regiones de interés sobre las áreas tumorales, que puede dar resultados muy variables en función de la persona que lo realice. Habíamos desarrollado un método de dosimetría al nivel de vóxel, pero no lo usamos de rutina puesto que requiere bastante tiempo y recursos, mientras que la información que proporciona no se aprovecha mucho más que la del método de partición. Esto último se debe a la escasez de datos disponibles aún sobre los límites de dosis a órganos de riesgo o la dosis objetivo al tumor en este tipo de tratamientos. Surgió la idea de desarrollar una mejora del método de partición, empleando todo el estudio SPECT previo al tratamiento buscando a la vez una segmentación de tumor más reproducible.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades para realizar el trabajo?

Desarrollamos un programa con código Python que determina los umbrales de captación del estudio SPECT para poder segmentar los volúmenes y obtener la relación T/N de una forma global. Aparte del trabajo de programación, el decidir la mejor forma de delimitar al tumor también nos causó quebraderos de cabeza. Exploramos varias posibilidades para ello: usar las imágenes CT de la gammacámara, registrar ese estudio con un CT de diagnóstico o realizar una segmentación automática en el mismo SPECT. Por varios motivos descritos en el artículo consideramos que la mejor opción era usar la volumetría sobre CT o RM de diagnóstico, de la que siempre se dispone antes del tratamiento, e incluir la zona de mayor captación tumoral en un volumen igual al obtenido en esa volumetría. Validamos el método comparándolo con el método de partición estándar (basado en la selección de regiones de interés en zonas sanas y tumorales) y con el cálculo de dosis al nivel de vóxel (usando la convolución de un núcleo de deposición con la matriz de actividad). Disponer de ambos modos de cálculo implantados previamente en el hospital nos permitió realizar la comparación y por lo tanto llevar a cabo el estudio.

¿Cuál ha sido el hallazgo y los resultados más importantes del estudio?

Al ser el volumen un dato de partida, el método es totalmente reproducible y no depende del usuario. Los resultados dosimétricos son muy parecidos a los obtenidos por convolución -para el rango de incertidumbre habitual, en la estimación de dosis en este tipo de tratamientos, donde se usa sólo la dosis media, podemos considerarlos equivalentes- y el proceso es mucho más sencillo, casi inmediato. En cambio, obtuvimos valores muy diferentes respecto del método de partición estándar, poniéndose de manifiesto algunas debilidades de éste último. Creemos que el número de casos candidatos a este método es mayor que el de los aptos para el método de partición estándar. No obstante, las limitaciones en calidad de imagen del SPECT condicionan enormemente la cuantificación de la dosis, tanto con este como con el resto de métodos disponibles.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Mientras no se establezca una evidencia sólida de la relación dosis-efecto basada en parámetros más sutiles que la dosis promedio y no se generalice la dosimetría al nivel de vóxel, el método de partición es la alternativa.

Disponer de un método reproducible y sencillo como este puede contribuir a la generalización de la prescripción personalizada y basada en dosis absorbida. Aquellos centros que ya empleen el método de partición quizá puedan aplicarlo a un mayor número de pacientes.



CPU time optimization and precise adjustment of the Geant4 physics parameters for a VARIAN 2100 C/D gamma radiotherapy linear accelerator simulation using GAMOS

Arce P, Lagares JI
Phys Med Biol 2018;63:035007.

Pedro Arce Dubois

Departamento de Tecnología, División de Instrumentación Científica, Unidad de aplicaciones Médicas, Centro de Investigaciones Energéticas, MedioAmbientales y Tecnológicas (CIEMAT), Madrid, Spain.

pedro.arce@ciemat.es

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Como ha sido demostrado por multitud de autores, la simulación Monte Carlo es la que ofrece una mayor precisión en el campo del cálculo de dosis para tratamientos de radioterapia. Entre los códigos de simulación Monte Carlo, Geant4 se ha convertido en los últimos años en el más utilizado, y en particular en el campo de la radioterapia, cuenta con un número creciente de usuarios. Sin embargo, antes de utilizar un código de simulación Monte Carlo en radioterapia es necesario ajustar los parámetros del haz y los propios parámetros internos del código a los datos experimentales de espectros de dosis, de modo semejante a como se hace para un software de planificación comercial.

Aunque han sido muchos los trabajos que validan la simulación de diferentes tipos de aceleradores, incluidos los que lo hacen usando Geant4, dichos trabajos se conforman con unos errores estadísticos de la simulación Monte Carlo demasiado elevados, superiores habitualmente a la ventaja cuantitativa que en principio ofrecen estos códigos frente a los software de planificación comercial. Además, en el caso de la simulación con Geant4, ningún trabajo previo ha hecho un estudio de los muchos parámetros que ofrece este código para elegir aquellos que proporcionan mayor precisión o mayor velocidad de cálculo.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades para realizar el trabajo?

El principal reto fue el conseguir una elevada precisión en la validación de la simulación. Para ello exigimos una precisión en el cálculo de dosis con Monte Carlo del orden de 0.5%, y a la vez utilizamos una elevada cantidad de datos experimentales de dosis: dosis en profundidad y perfiles a cuatro profundidades con 8 aperturas de campos, de 2×2 cm a 40×40 cm, con medidas separadas 2 mm.

Otro reto fue la elevada cantidad de parámetros de Geant4, cada uno con varias opciones, exigiendo además en algunos casos precisiones por debajo del 0.5% requerido como precisión final. Para ello fue necesario utilizar todas las técnicas de optimización que proporciona Geant4 y desarrollar algunas nuevas optimizadas para este caso. Incluso con estas optimizaciones el número de horas de simulación requeridas se elevó a más de 500,000.

Todo esto fue facilitado grandemente con el uso de GAMOS, una aplicación diseñada para hacer fácil y flexible el uso de Geant4, cuya robustez ha sido probada por los más de 2,500 usuarios registrados.

¿Cuál ha sido el hallazgo y los resultados más importantes del estudio?

El primer resultado relevante ha sido el ajuste de la simulación del acelerador con GAMOS a los datos experimentales con una elevada precisión, considerablemente por debajo de la recomendada por el informe ICRU 42: índice gamma 2%/2 mm.

En segundo lugar se han desarrollado diferentes técnicas de reducción del tiempo de cálculo para simulaciones de radioterapia, con las cuales se ha conseguido una reducción en un factor de más de 500.

Por otro lado se han investigado todos los diversos parámetros de la física electromagnética de Geant4 que pueden tener alguna significación en el cálculo de dosis de tratamientos de radioterapia, encontrando que hay varios que cambian sustancialmente los espectros de dosis, como la elección entre los tres conjuntos de modelos, Standard, Livermore o Penelope, o los modelos de distribuciones angulares de *bremstrahlung*.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Después de más de 20 años de uso de Geant4, por primera vez se ha hecho una optimización detallada de los muchos parámetros de la física electromagnética que ofrece este código para simulaciones de radioterapia, proporcionando a la comunidad de usuarios una lista completa de dichos parámetros.

Además se han desarrollado y puesto a disposición libre de la comunidad científica mediante la aplicación GAMOS varias técnicas de optimización del cálculo de dosis en tratamientos de radioterapia, que consiguen disminuir dicho tiempo en casi tres órdenes de magnitud.



A step-by-step review on patient-specific biomechanical finite element models for breast MRI to x-ray mammography registration

García E, Diez Y, Diaz O, Lladó X, Martí R, Martí J, Oliver A
Med Phys 2018;45:e6-e31.

Eloy García Marcos

Institut de Recerca en Visió per Computador i Robòtica, Campus Montilivi, Girona.
eloygm82@gmail.com

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Una de cada ocho mujeres padecerá cáncer de mama en algún momento durante el transcurso de su vida, según las estadísticas de la Organización Mundial de la Salud. La implementación de programas de cribado es esencial para el diagnóstico precoz, siendo la mamografía de rayos X la principal prueba de imagen realizada con este fin. Sin embargo, otras modalidades de imagen médica como la imagen por resonancia magnética (RM) o por ultrasonidos pueden proveer de información complementaria a los médicos y radiólogos, conllevando un diagnóstico más preciso y, por ende, un tratamiento más efectivo de la enfermedad.

Para los radiólogos, la fusión de información de diferentes modalidades de imagen médica es un reto, especialmente entre dos modalidades tan dispares como la RM y la mamografía. Para solventar esta dificultad, en esta tesis hemos estudiado y desarrollado técnicas automáticas de registro en las dos modalidades. Estas propuestas suelen requerir de la construcción de un modelo biomecánico a partir de las imágenes RM de un paciente, mientras que la simulación realista de la compresión realizada durante la mamografía se realiza mediante un análisis por elementos finitos.

Estos procesos de registros requieren de experiencia en múltiples campos: segmentación de imágenes, modelos biomecánicos, características elásticas de los tejidos, simulaciones por elementos finitos y correlación de la información. Los requerimientos técnicos y cualitativos en cada paso del proceso bien merecían una profunda revisión y, al mismo tiempo, realizar una descripción de las posibles aplicaciones que el proceso de registro tiene dentro de la práctica clínica.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades para realizar el trabajo?

En particular, nuestro artículo trata de revisar todas y cada una de las partes del problema de registro multimodal entre imágenes de resonancia magnética de pecho y mamografía. Partiendo de la construcción del modelo biomecánico, que incluye el tratamiento y segmentación de las imágenes RM, la construcción de la malla de elementos finitos adecuada así como los métodos para cuantificar la precisión y calidad de estos métodos, hasta la física subyacente a la deformación mecánica, parámetros elásticos e hiperelásticos de los tejidos de la mama,

expuestos en la literatura, y las cargas, fuerzas y condiciones de contorno necesarias para resolver el problema mecánico. Igualmente, con la intención de llenar el espacio entre la ingeniería y la práctica clínica, se exponen los métodos de registro y aspectos técnicos y médicos para su validación.

El proceso de revisión llevado a cabo incluyó artículos de todas las ramas necesarias. Categorizar cada artículo según su temática sin relativizar su importancia con respecto al resto supuso un reto. La extracción de los modelos paciente-específico así como las simulaciones de elementos finitos y las transformaciones requeridas para el registro requirieron una mayor atención al detalle. Además de la revisión detallada, este trabajo fue llevado a cabo en paralelo con el desarrollo de nuestro propio *framework* de registro, lo cual nos sirvió para probar los diversos software y sus ventajas e inconvenientes. De nuestras experiencias y nuestras dificultades se fue formando este artículo, mezcla de la revisión literaria del problema de registro multimodal y de la experiencia propia.

¿Cuál ha sido el hallazgo y los resultados más importantes del estudio?

Con respecto a otras revisiones, nuestro trabajo se centra en el registro multimodal, evitando otros problemas en los que son utilizados modelos biomecánicos paciente específico, como registro prono-supino de imágenes RM, o el registro multimodal 3D-3D (RM-TAC, RM-ABUS,...). Eso nos permitió adentrarnos más profundamente en cuestiones que parecían sólo ligeramente expuestas en otros trabajos, como son la generación de una mamografía sintética a partir de las RM, los requerimientos del modelo biomecánico para una alta calidad de la simulación y las posibles aplicaciones clínicas, así como para realizar un pequeño estado del arte del software necesario.

Además, durante el desarrollo de nuestro *framework* de registro de imágenes y las pruebas realizadas con los diversos software de imagen médica y elementos finitos, tanto comerciales como de código abierto, pudimos establecer que los requerimientos, aunque todavía costosos, pueden verse reducidos. La utilización de nuevas tecnologías, como el procesamiento en paralelo, utilizando el potencial de las tarjetas gráficas (GPU en inglés), y una implementación eficiente puede reducir el tiempo necesario para el registro de las imágenes.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

El registro entre imágenes RM de pecho y la mamografía es un proceso que no se lleva a cabo, actualmente, en el ámbito clínico. El alto coste computacional de las simulaciones de la compresión así como la falta de un criterio para establecer la situación óptima del modelo biomecánico sin un complejo proceso de optimización, hace que el proceso requiera más tiempo del adecuado para que sea factible su aplicación en la práctica médica. Sin embargo, el hecho de poder establecer una correlación entre áreas susceptibles y/o lesiones entre las dos modalidades de imagen puede suponer un gran avance en el ámbito clínico. Sin ir más lejos, diversos ejemplos como el registro entre RM y mamografía han sido presentados en la literatura para el seguimiento de lesiones, registro temporal o entre distintas proyecciones de mamografía.

Nuestro análisis del software disponible, así como nuestra experiencia en el campo, nos está demostrando que la aplicación en la práctica clínica puede estar cerca. El adecuado conocimiento de las técnicas, tanto de la física como de matemática de la simulación, así como de las herramientas a nuestro alcance, reducirá el tiempo necesario del registro multimodal, pudiendo proveer a médicos y radiólogos de una nueva herramienta de información para el diagnóstico de cáncer de mama.



Evaluation of the shielding in a treatment room with an electronic brachytherapy unit

Ibáñez-Roselló B, Bautista-Ballesteros JA, Candela-Juan C, Villaescusa JI, Ballester F, Vijande J, Pérez-Calatayud J
J Radiol Prot 2017;37:N5-N12.

Blanca Ibáñez Roselló

Unidad de Radiofísica, Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitari i Politècnic La Fe de Valencia.

blanca.ibanez.rosello@gmail.com

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

En 2011 se introdujo en nuestro hospital el equipo de braquiterapia electrónica *Esteya* (Elekta), destinado al tratamiento de lesiones de piel no melanoma. Este equipo consta de una fuente de rayos X de 69.5 kVp y un conjunto de aplicadores superficiales que producen campos de radiación circulares de 1 cm a 3 cm de diámetro. Una ventaja fundamental de este equipo frente otras unidades de tratamiento, como la braquiterapia de alta tasa, es su menor exigencia en materia de protección radiológica, donde destaca la escasa necesidad de blindaje y la rapidez en la administración del tratamiento. No obstante, al introducir *Esteya* en nuestro centro, nos planteamos cuál sería el mínimo espesor de blindaje exigido para las barreras de la sala de tratamiento en la que fuera a ubicarse el equipo y quisimos determinar si sería aceptable desde el punto de vista de la protección radiológica que hubiese en la sala un acompañante, en el caso que su presencia fuese estrictamente necesaria.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades para realizar el trabajo?

Según nuestro conocimiento, la tasa de dosis equivalente debida a la radiación secundaria de *Esteya* no había sido medida hasta ese momento. Por ello, en primer lugar, fue necesario preparar un experimento para medir dichos valores a diferentes distancias respecto a la superficie del tubo. Para medir la radiación secundaria, el paciente fue simulado mediante un maniquí de material sólido equivalente a agua, mientras que la fuga se evaluó fijando una plancha de plomo de 2 cm de grosor a la salida del haz de radiación.

El blindaje de la habitación se estimó siguiendo las directrices americanas, concretamente la NCRP 147, y europeas, como la guía española 5.11 del Consejo de Seguridad Nuclear y la metodología propuesta por Martin CJ y Sutton DG aplicada en Reino Unido. Siguiendo las guías británicas, además del límite de dosis semanal al otro lado de la barrera, se estableció un límite instantáneo de tasa de dosis (7.5 μ Sv/h). Los espesores de los blindajes fueron diseñados para cumplir con ambas especificaciones (limitación semanal e instantánea). Además, el espesor de las barreras primarias (suelo y paredes) se calculó considerando y sin considerar la atenuación debida al paciente, dado el notable gradiente de dosis en profundidad de este equipo, de un 7%/mm.

¿Cuál ha sido el hallazgo y los resultados más importantes del estudio?

La tasa de dosis equivalente debida a la radiación secundaria de *Esteya* oscila entre 17 mSv/h a 0.25 m de distancia de la fuente de rayos X y 0.1 mSv/h a 2.5 m. La radiación de fuga representa el 0.24% de la misma, por lo que puede considerarse despreciable.

Para las distintas hipótesis y configuraciones evaluadas, el espesor de blindaje calculado fue inferior a 2 mm Pb para todas las barreras. Por tanto, los requisitos de blindaje para *Esteya* son mínimos, lo cual facilita la integración de este equipo en las salas de rayos X convencionales.

La dosis equivalente profunda absorbida por un acompañante situado a 0.5 m del paciente es inferior a 2 mSv después del tratamiento completo de 42 Gy en 6 fracciones. Se ha estimado que el uso del delantal plomado de 0.5 mm Pb disminuye esta dosis en más de un 85% para la energía de *Esteya*.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

En este estudio se ha comprobado que la inclusión de *Esteya* en un centro conlleva unos requisitos mínimos de blindaje para las barreras de la habitación de tratamiento que vaya a albergar el equipo, lo cual facilita su integración en salas de rayos X convencionales. En casos muy excepcionales, se puede considerar oportuna la

presencia de un acompañante en la sala durante el tratamiento, siempre que esté debidamente justificada y optimizada mediante el uso de delantal plomado, protector de tiroides y gafas plomadas. Ambas conclusiones, favorecen la integración de *Esteya* en cualquier centro.



Diego García Pinto*

José Luis Contreras González**



Comité de Redacción.

En este número iniciamos una nueva sección dedicada a las reseñas de tesis doctorales, que esperamos que tenga continuidad en los siguientes. Nuestro objetivo es manteneros al día sobre las tesis que se defienden en España cada año en el campo de la Física Médica. Creemos que el nivel de la investigación en Física Médica en España aumenta a un ritmo importante y esta iniciativa es otra forma de hacernos consciente de ella. Esperamos así contribuir a estrechar la relación entre los distintos ámbitos de la especialidad: hospitales, universidad y empresas, facilitando que se conozcan mejor. Es también una forma de conocer de forma directa quiénes son los que están contribuyendo, muchas veces en las primeras etapas de sus carreras. Por último deseamos que anime a físicos que trabajan en hospitales o empresas a dar el paso para embarcarse en una tesis.

En cada número pretendemos incluir aquellas tesis que se han defendido en universidades españolas en los meses anteriores, con el retraso inevitable derivado de la periodicidad de la revista y el proceso de preparación del material. Hemos usado como fuente de información la base de datos TESEO del Ministerio de Educación, donde se deberían registrar todas las tesis que se defienden en España, seleccionando aquellas que incluyen entre sus palabras claves el término “Física Médica” (código de la clasificación de la UNESCO 240606). Somos conscientes de que en algunos casos no se suben los datos al TESEO, si fuera el caso os animamos a actualizarlo, porque es un recurso de una utilidad enorme, y añadir la clave “Física Médica”. Una inspección rápida nos ha mostrado que cada año se presentan entre 10 y 20 tesis del campo, por lo que creemos que es factible reseñarlas todas.

Para este primer número hemos empezado con aquellas leídas a partir de la segunda mitad del año pasado, 2017. Nos hemos puesto en contacto con autores y directores, e incluido aquellas tesis para las que hemos recibido respuesta. De entrada, nos disculpamos si en algún caso el proceso ha fallado porque no hemos dado con la dirección de correo adecuada y agradecemos todas las respuestas recibidas.

Esto es un primer paso, seguro que muy mejorable, y estamos abiertos a todas vuestras sugerencias y críticas, tanto sobre el contenido como sobre el método.

* Facultad de Medicina, UCM, (garcia.pinto@med.ucm.es)

** Facultad de Ciencias Físicas, UCM (jlcontreras@fis.ucm.es)



Development of high resolution and efficiency detectors based on Silicon Photomultipliers (SiPMs) and continuous crystals for medical physics applications

Autor: John Barrio Toala

Directores: Gabriela Llosá Llácer y Carlos Lacasta Llácer

Lectura: 19 de junio de 2017. Universidad de Valencia.

<http://roderic.uv.es/handle/10550/59131>

El trabajo presentado en esta tesis introduce y evalúa dos aspectos novedosos en los detectores de rayos gamma para imagen médica: el uso de fotomultiplicadores de silicio (SiPMs, en inglés) acoplados a cristales centelleadores continuos.

Tradicionalmente, los tubos fotomultiplicadores (PMTs, en inglés) acoplados a cristales centelleadores han jugado un papel dominante en la detección de rayos gamma. En los últimos años ha aparecido un nuevo tipo de fotodetector de estado sólido, el SiPM, como opción para sustituir a los PMTs en ciertas aplicaciones. Los SiPMs tienen una ganancia y una eficiencia cuántica altas, un voltaje de operación bajo y unas propiedades temporales excelentes. Además, son dispositivos muy compactos e insensibles a los campos magnéticos. Estas propiedades hacen de los SiPMs un

excelente candidato para usarlos en aplicaciones de física médica.

Normalmente, la detección de los rayos gamma se lleva a cabo utilizando detectores basados en cristales centelleadores pixelados acoplados a un fotodetector segmentado, porque ofrecen una manera sencilla de identificar el lugar donde ha tenido lugar la interacción. Sin embargo, en esta configuración la mejora de la resolución espacial implica la reducción de la sensibilidad, y al revés. El uso de cristales centelleadores continuos acoplados a SiPMs podría aumentar la resolución espacial y la sensibilidad al mismo tiempo, además de reducir el coste del bloque detector.

El trabajo presentado se desarrolló en el grupo IRIS (Image Reconstruction, Instrumentation and Simulations for medical applications) del IFIC-Valencia.

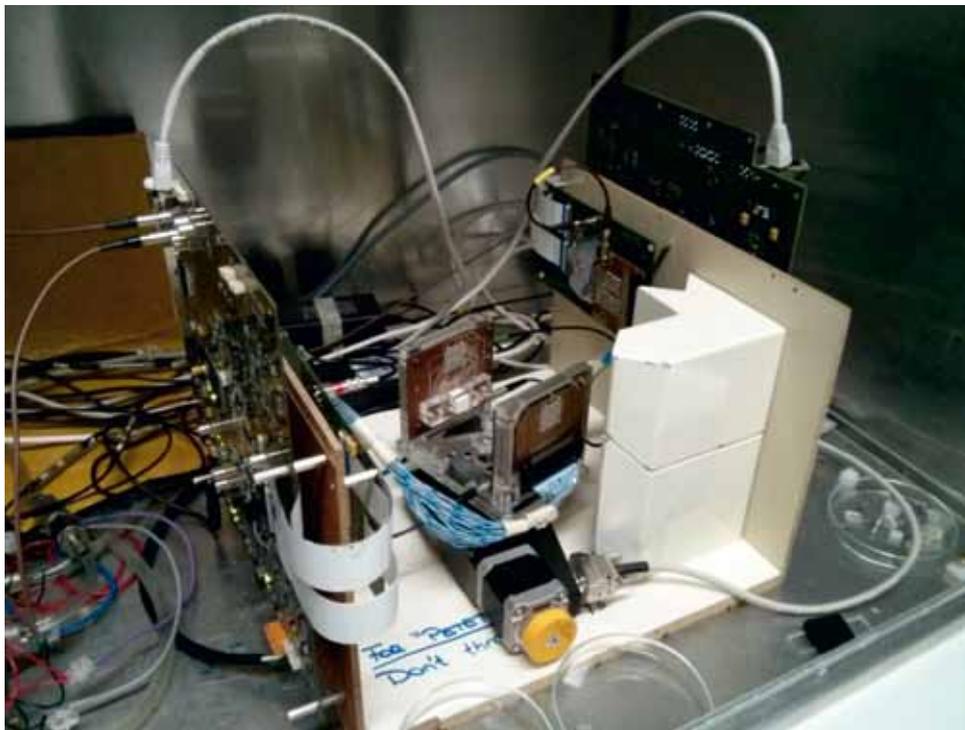


Fig. 1. Fotografía del prototipo experimental del PET para animales pequeños desarrollado en el IFIC-Valencia.

Se inició cuando el uso de los SiPMs estaba empezando y llevó a desarrollos importantes. En esta tesis, se han probado diferentes tipos de cristales centelleadores continuos acoplados a SiPMs de varios fabricantes para demostrar la viabilidad de esta tecnología en el desarrollo de nuevos conceptos de detector y aplicaciones en física médica. La mayor parte de la tesis trata el desarrollo de un prototipo PET para animales pequeños basado en cristales centelleadores continuos de LYSO y SiPMs. Además, también se presentan las primeras pruebas de un telescopio Compton basado en SiPMs

y cristales centelleadores continuos de LaBr_3 para la monitorización del tratamiento en terapia hadrónica.

El desarrollo de esta tesis ha sido esencial para evaluar tecnologías y conceptos de detector que estaban siendo investigados por un reducido número de grupos de investigación en ese momento y que ahora ha despertado un interés creciente en el campo con la contribución aquí expuesta. Los resultados obtenidos en este trabajo han dado un soporte experimental muy fuerte a las líneas de investigación del grupo IRIS y llevarán a nuevos desarrollos y mejoras en esas líneas en el futuro.



Performance Enhancement of a Small Animal Positron Emission Tomograph based on Continuous Crystals and Silicon Photomultipliers

Autora: Ane Miren Etxebeste Barrena

Directores: Gabriela Llosá Llácer, José Francisco Oliver Guillén, José Bernabéu Alberola

Lectura: 14 de julio de 2017. Universidad de Valencia.

<http://roderic.uv.es/handle/10550/59463>

La tomografía por emisión de positrones (PET, por sus siglas en inglés) es una técnica de Medicina Nuclear que permite obtener de manera no invasiva imágenes funcionales “*in vivo*”. Para ello se marca un compuesto orgánico con un emisor de positrones que se introduce de manera intravenosa en el paciente y es metabolizado. Los positrones emitidos se aniquilan con los electrones del cuerpo produciendo radiación que es detectada por el tomógrafo PET.

Para poder estimar con precisión la distribución del compuesto se requieren tomógrafos con alta resolución espacial y sensibilidad.

En esta tesis se ha investigado la mejora del rendimiento de un escáner PET para pequeños animales basado en el uso de cristales continuos acoplados a un fotodetector segmentado. En la figura 1 se muestra una imagen de la cabeza detectora basada en esta tecnología.

En comparación con los bloques pixelados más comúnmente utilizados en escáneres comerciales, estos detectores pueden ofrecer una mayor eficiencia y una alta resolución espacial. Una de las ventajas de los cristales continuos, además del aumento de sensibilidad, es que la resolución espacial intrínseca ya no está limitada al tamaño del cristal. A partir de la distribución de la luz en el cristal, aplicando algoritmos matemáticos se puede inferir la posición de



Fig. 1. Cristal centelleador continuo pintado de blanco acoplado a un SiPM.

interacción en las tres direcciones espaciales, incluida la profundidad de interacción (DOI, por sus siglas en inglés) con lo que se podría mejorar la resolución espacial del sistema.

En este estudio, se ha caracterizado experimentalmente la respuesta de una cabeza detectora basada en esta tecnología, aplicando para la determinación de la posición, un método basado en un modelo analítico de la distribución de luz en el cristal. En la figura 2 se

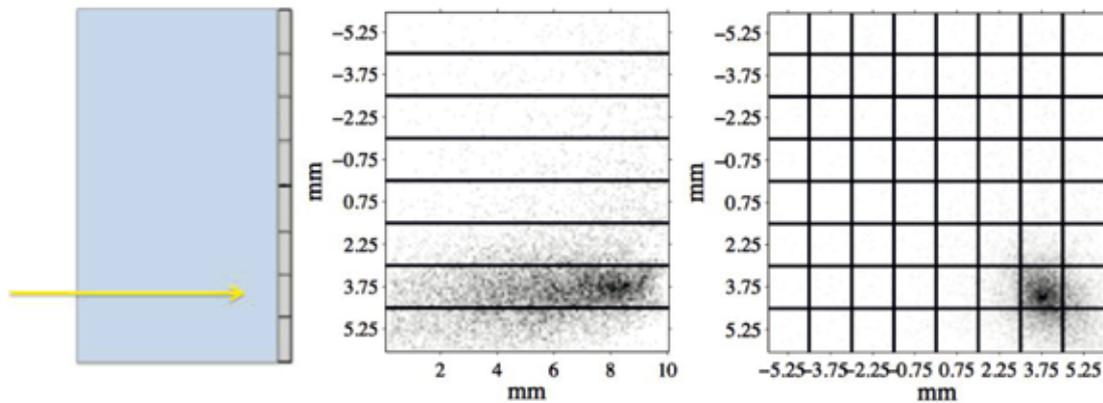


Fig. 2. De izquierda a derecha: esquema de la configuración del haz incidente en el cristal, proyecciones de la distribución de la estimación de las posiciones de interacción sobre los planos Y-Z y X-Y.

muestra la distribución de la estimación de las posiciones de interacción a través de sus proyecciones cuando la fuente está situada en un extremo del cristal. Con el objetivo de estudiar en mayor profundidad la respuesta del modelo bajo distintas configuraciones y geometrías, se han desarrollado simulaciones que han sido validadas con datos experimentales. Dichas simulaciones, también se han utilizado para evaluar la influencia de las reflexiones en las paredes del cristal en la distribución de luz detectada y adaptar el modelo para que se ajuste lo mejor posible a nuestro sistema.

Experimentalmente se ha logrado una alta resolución intrínseca espacial, en torno a 1 mm FWHM de media sobre la superficie del detector y de 2 mm FWHM para la DoI.

Una vez caracterizada la respuesta de la cabeza detectora, su capacidad para producir imágenes se ha puesto a prueba con resultados satisfactorios en un prototipo preliminar PET, basado en dos cabezas

detectoras que rotan en torno al objeto de estudio para tomar medidas tomográficas.

En la última parte del estudio, haciendo uso de las simulaciones validadas, se ha evaluado el aumento y mejora de la sensibilidad en la configuración de un anillo completo, incrementando la cobertura del ángulo sólido mediante la reducción de los espacios entre detectores contiguos. Para ello, se ha estudiado la respuesta de un escáner basado en cristales trapezoidales y se ha comparado con la respuesta de un escáner basado en cristales cuboides de las mismas dimensiones siguiendo el protocolo estandarizado NEMA. Los resultados han mostrado un aumento significativo de la sensibilidad y una recuperación más uniforme de regiones homogéneas debido a una disposición más compacta, para el caso del escáner basado en cristales trapezoidales. Por otro lado, se han obtenido valores de resolución espacial equivalentes para ambas configuraciones.



Tomografía de coherència òptica *swept source* com a mètode de valoració de la coroides en les coroiditis estromals primàries

Autor: Olga García García

Director: Luis Arias Barquet

Lectura: 21 abril 2017. Universidad de Barcelona.

http://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/402940/OGG_TESI.pdf

Se denominan coroiditis estromales primarias aquellas inflamaciones de la capa vascular del globo ocular (coroides) cuyo origen es el tejido coroideo; es decir, la inflamación se ha dirigido directamente contra la coroi-

des, no es consecuencia de una inflamación de otro tejido (inflamación secundaria).

A diferencia de la tomografía de coherencia óptica de dominio espectral (SD-OCT) usada hasta la actuali-

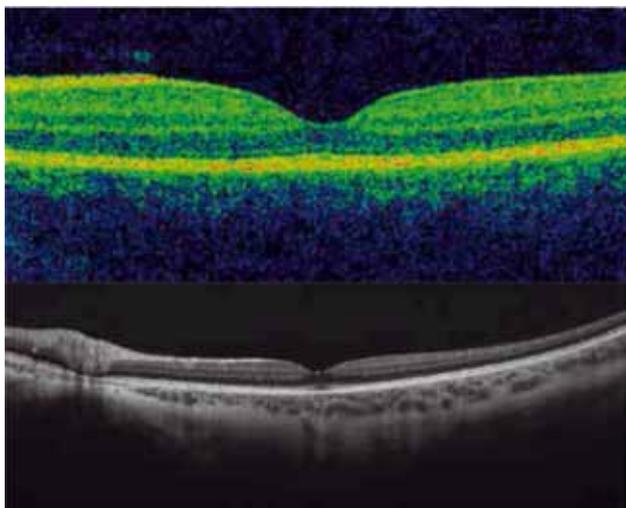


Fig. 1. Superior: imagen obtenida con OCT de dominio espectral; solo se ven las capas de la retina. Inferior: *swept-source* OCT; mejor calidad de la retina e imagen de coroides y esclera no visibles con la OCT de dominio espectral.

dad, la tecnología “swept source” (SS-OCT) permite la exploración de la coroides gracias a su mayor poder de penetración; además, tiene la posibilidad de medir el grosor de la coroides de forma automatizada.

Se ha realizado un estudio prospectivo de 2 años de duración en un Hospital Universitario de cuarto nivel a todos los pacientes con coroiditis estromal primaria: síndrome de Vogt-Koyanagi-Harada (VKH) y corioretinitis en perdigonada (birdshot). Para ello, se han valorado las alteraciones cualitativas y cuantitativas mediante la nueva tecnología de tomografía de coherencia óptica “swept source”.

Hasta la fecha, la única manera de valorar la inflamación de la coroides era mediante una angiografía

con verde de indocianina; técnica que requiere la inyección de un contraste, midriasis farmacológica de la pupila, una hora para su realización y es difícil de interpretar (componente subjetivo).

La SS-OCT, sin embargo, es una técnica incruenta, rápida (segundos), objetiva y cuantitativa.

Los resultados de este estudio han demostrado que la SS-OCT permite objetivar de forma cuantitativa (grosor coroideo en micras) el grado de inflamación de la coroides; de modo que, comparando dicho grosor con la medida de la visita anterior, se puede ver si el grosor va disminuyendo (respuesta al tratamiento) o bien si aumenta (en caso de recidiva de la enfermedad). El control evolutivo del grosor coroideo comparado con la agudeza visual y la presencia o ausencia de otros signos de inflamación intraocular ha permitido diagnosticar recidivas de coroiditis que sin haber realizado la SS-OCT no se hubieran diagnosticado (recidivas asintomáticas). En el caso del síndrome de VKH crónico se han diagnosticado un 41.6 % de recidivas asintomáticas en los pacientes que aún recibían tratamiento y un 25% de recidivas asintomáticas en los VKH que ya no requerían tratamiento.

Conclusiones

1. La SS-OCT permite cuantificar de forma objetiva, rápida e incruenta los brotes de coroiditis en las coroiditis estromales primarias.
2. La medición automática del grosor coroideo es útil tanto para el diagnóstico de la recidiva como para la valoración de la respuesta al tratamiento.
3. El diagnóstico de inflamación coroidea mediante SS-OCT permite reducir la necesidad de técnicas con inyección de contraste (angiografía con verde de indocianina).

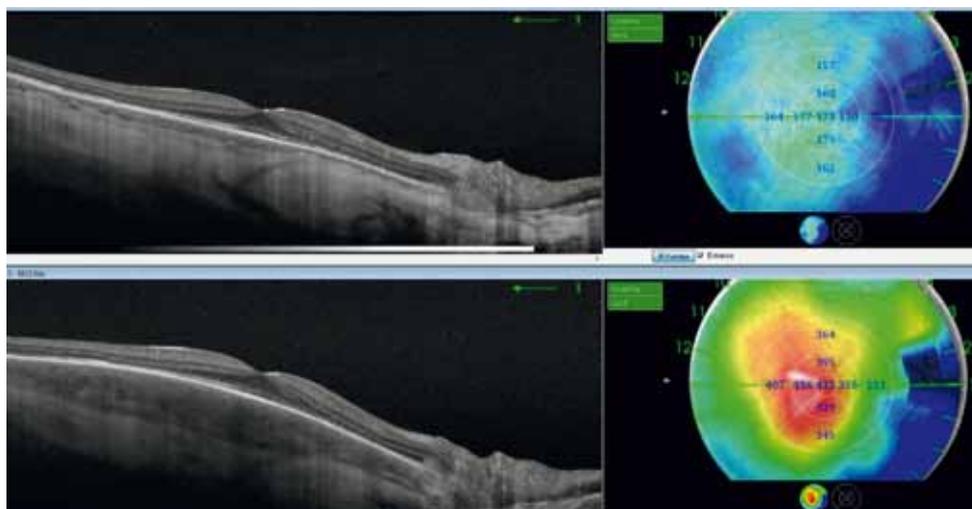


Fig. 2. Imagen de la SS-OCT en un paciente con VKH crónico con recidiva asintomática: imagen superior en un control con grosor coroideo de 173 micras e imagen inferior con aumento de dicho grosor (435 micras) en el siguiente control.



Introducción de nuevos equipos e implementación de técnicas especiales aplicadas al tratamiento de lesiones de piel en radioterapia

Autora: Blanca Ibáñez Roselló

Directores: Joan Roselló Ferrando y José Pérez Calatayud

Lectura: 22 de Junio de 2017. Universidad de Valencia.

<http://roderic.uv.es/handle/10550/59169#.WsPdyDFBc3U.email>

Se ha realizado un análisis de riesgo de dos modalidades de tratamiento radioterápico de piel, la braquiterapia electrónica (eBT) superficial y la irradiación cutánea total con electrones (TSEI). Paralelamente, se ha hecho un estudio de blindajes para la unidad de tratamiento de eBT.

En 2011 se introdujo la unidad de eBT Esteya® (Elekta) en nuestro centro. En este contexto, se estudiaron los requisitos de protección radiológica pertinentes para este equipo. Se determinó experimentalmente la tasa de dosis equivalente debida a la radiación secundaria (radiación dispersa y fugas). El blindaje de la habitación se estimó siguiendo las directrices americanas, concretamente la NCRP 147 (NCRP, 2004), y europeas, como son la guía española 5.11 del CSN (CSN,

1990) y la metodología propuesta por Martin y Sutton (Martin, 2015; Martin et al., 2014; Sutton et al., 2012) aplicada en Reino Unido. También se estimó la dosis equivalente profunda absorbida por un acompañante que permaneciese en la sala con el paciente durante todo el tratamiento (42 Gy en 6 fracciones). Finalmente, se realizó un resumen de las regulaciones en materia de protección radiológica que afectan a los sistemas de eBT. El blindaje de la habitación para todas las barreras consideradas fue inferior a 2 mm Pb, lo que facilita la integración de este equipo en estancias de escaso blindaje, como salas de diagnóstico de rayos X convencionales. La dosis profunda absorbida por un acompañante situado junto al paciente es inferior a 2 mSv tras tratamiento completo.

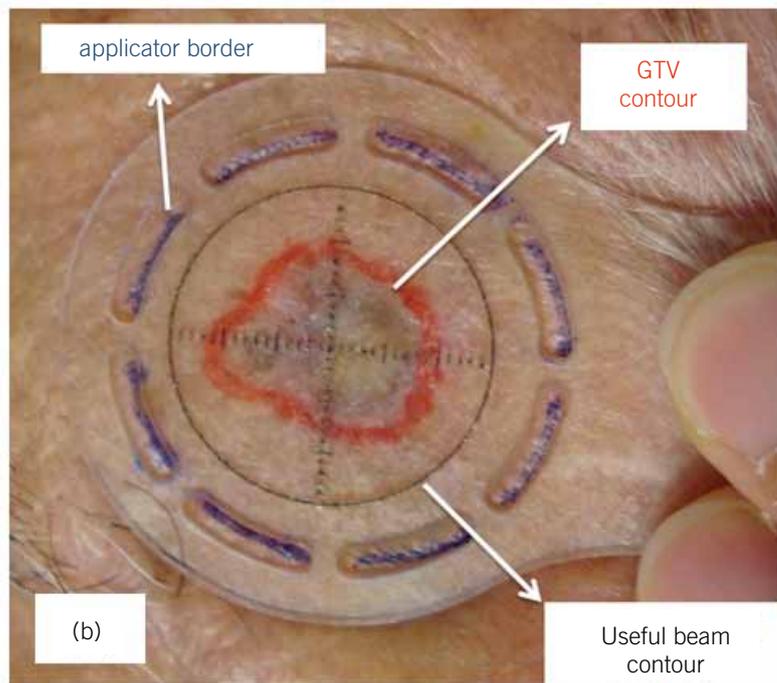


Fig. 1. Imagen relacionada con Esteya® (Elekta): (a) Unidad de tratamiento y (b) plantilla simple de posicionamiento reproducible de los aplicadores.

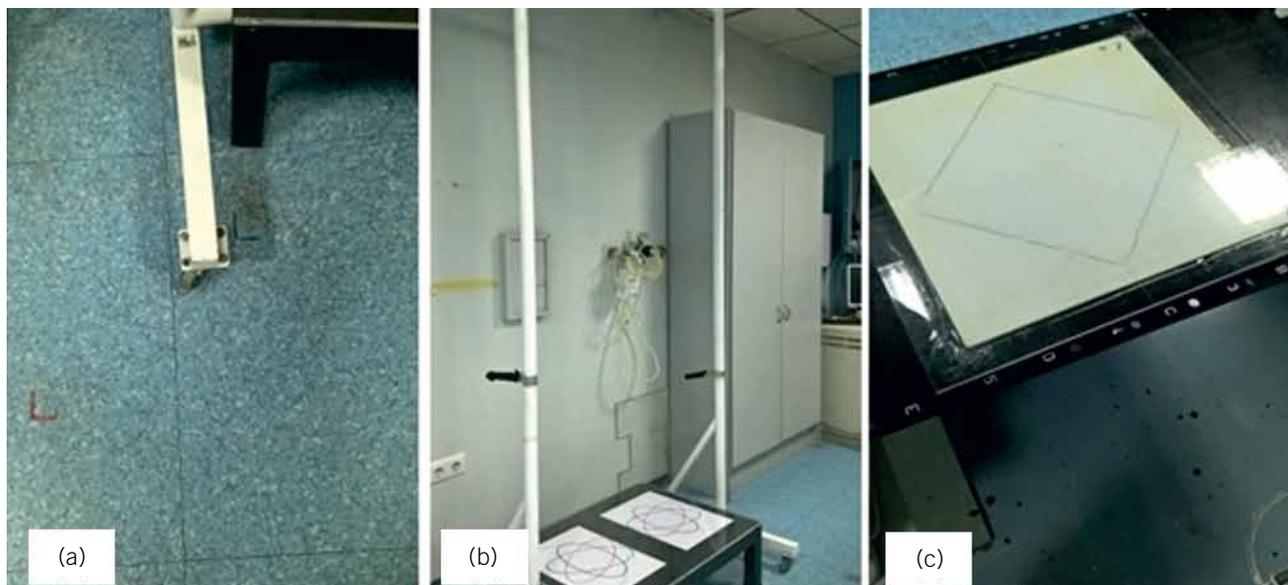


Fig. 2. Imagen de las nuevas herramientas de gestión de la calidad propuestas para la TSEI: (a) la posición de la pantalla difusora y del paciente ha sido marcada en el suelo, (b) se ha dibujado una plantilla que representa la posición de los pies en cada rotación del paciente y se ha marcado la colocación de sus manos sobre la barra, (c) se han marcado los ejes que deben atravesar los láseres y el tamaño del campo dentro del cual deben ser posicionadas las extremidades sobre la pantalla degradadora.

El siguiente objetivo fue la implementación de un análisis de riesgo del proceso de tratamiento con Esteya siguiendo la metodología propuesta por el TG-100 de la AAPM (AAPM, 2016). Este proceso se dividió en cuatro etapas y un total de 26 pasos, donde se identificaron 146 modos de fallo (FMs). El análisis puso de manifiesto la importancia de asegurar el buen contacto entre el aplicador y la superficie de la piel del paciente, por lo que se propuso la revisión por un segundo especialista en cada sesión y se estableció la realización de un control de calidad periódico para asegurar la estabilidad de la presión realizada por el aplicador. Este mismo análisis mostró la relevancia de la plantilla simple de posicionamiento reproducible de los aplicadores, que facilita el marcado de la zona de tratamiento y del posicionamiento del tubo, mediante dos circunferencias concéntricas (Rodríguez et al., 2016).

Finalmente se aplicaron los conocimientos adquiridos sobre el análisis de riesgo al tratamiento de la

micosis fungoide mediante la TSEI. Este tratamiento requiere unas condiciones técnicas y dosimétricas muy estrictas, que implican la implementación de múltiples controles. La TSEI se esquematizó en 12 etapas que daban lugar a un total de 75 pasos, en ellos se identificaron 361 FMs. El estudio de los FMs reveló que los fallos de mayor riesgo estaban relacionados con la colocación de la pantalla difusora respecto a la posición del paciente. Por ello se propusieron nuevas herramientas que permitían facilitar el montaje de tratamiento. Como conclusión, se puede afirmar que ambos análisis de riesgo permitieron mejorar el programa de garantía de calidad de las instalaciones, por medio del establecimiento de nuevas herramientas de gestión. No obstante, la implementación clínica del proceso revela nuevos FMs constantemente, por lo que es necesaria una actualización periódica del análisis de los modos de fallo y efectos de los procesos estudiados.



Implementación y validación de herramientas de dosimetría ultrarápida para IORT

Autora: Paula Beatriz Ibáñez García

Director: José Manuel Udías Moinelo

Lectura: 9 de junio de 2017. Facultad de Ciencias Físicas, Universidad Complutense de Madrid.

http://nuclear.fis.ucm.es/webgrupo_2014/trabajos-investigacion-grupo/Tesis/PhD-Thesis-Plbanez.pdf

La radioterapia intraoperatoria (IORT) es una modalidad de tratamiento del cáncer que combina la radioterapia con la cirugía. Consiste en irradiar directamente el lecho tumoral expuesto durante la cirugía con una dosis de radiación alta y localizada. Sin embargo, a pesar de las ventajas que ofrece esta técnica, hasta hace poco la IORT carecía de las herramientas de planificación y dosimetría que se emplean regularmente en radioterapia externa. Para remediar esa carencia,

se creó *radiance*, el primer planificador de tratamientos específicamente diseñado para IORT.

El principal objetivo de la tesis ha sido el desarrollo, implementación y validación de una herramienta de cálculo de dosis capaz de proporcionar una dosis realista para cualquier acelerador dedicado de IORT con electrones o con el sistema INTRABEAM y que pueda ser usada para planificar tratamientos dentro del quirófano durante una intervención de IORT.

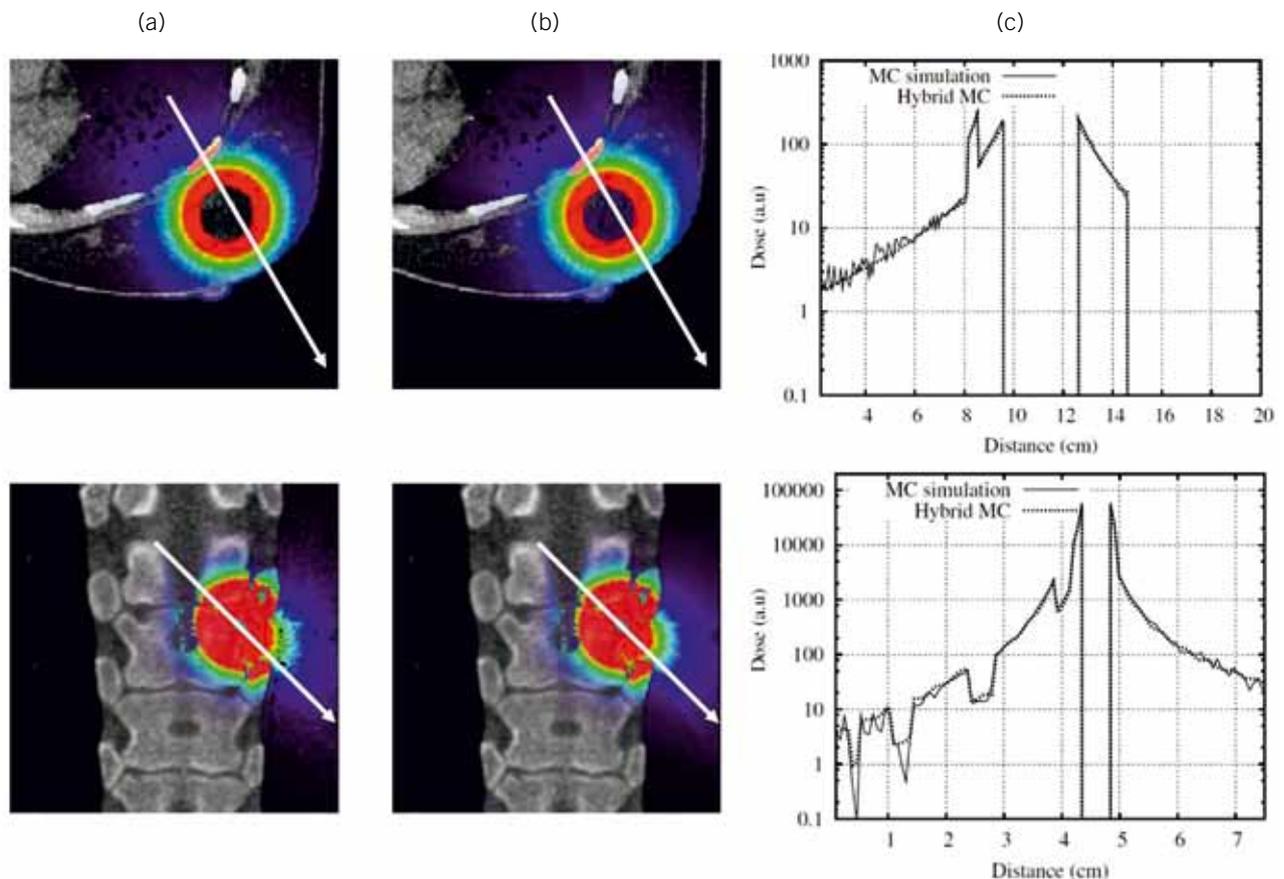


Fig. 1. Mapas de dosis del sistema INTRABEAM obtenidos con Monte Carlo (a) y con el HMC tras el proceso de optimización de espacios de fase (b) y sus correspondientes perfiles de dosis a lo largo de la dirección indicada (c) en el caso de una simulación de un tratamiento de mama (arriba) y de un tratamiento de cifoplastia (abajo).

Esta herramienta dosimétrica se ha separado en tres fases. Primero, se ha generado una base de datos con Monte Carlo a partir de simulaciones detalladas de aceleradores de electrones y aplicadores de INTRABEAM, compuesta por espacios de fase (PHSP) monoenergéticos y perfiles de dosis en profundidad (PDD) en agua. Después, con un proceso de ajuste en el que necesitamos únicamente la PDD experimental de cada máquina, obtenemos un PHSP optimizado que reproduce la dosis experimental. Finalmente, la dosis se calcula a

partir de este PHSP, bien con una versión acelerada del código Monte Carlo DPM en el caso de trabajar con electrones, o bien con el Monte Carlo Híbrido (HMC) que se ha desarrollado en la tesis para el INTRABEAM.

Las herramientas descritas en la tesis son lo suficientemente rápidas y precisas como para poder ser usadas para planificar tratamientos con cualquier dispositivo de IORT. Tanto el proceso de optimización de espacios de fase como el HMC han sido incorporados en *radiance*.



Evaluación de la cobertura dosimétrica tumoral en tratamientos radioterápicos de cáncer de pulmón

Autor: Álvaro Perales Molina

Directores: María Isabel Gallardo Fuentes, Miguel Antonio Cortés Giraldo, Rafael Arráns Lara

Lectura: 14 de Septiembre de 2017, Universidad de Sevilla.

<https://idus.us.es/xmlui/handle/11441/64724>

El uso de técnicas radioterápicas basadas en la modulación de haces, supone un aumento de las divergencias dosimétricas encontradas entre los sistemas convencionales de planificación comercial y algoritmos de cálculo más detallados, como el método Monte Carlo, especialmente en situaciones de alta heterogeneidad de tejidos. Estas variaciones en los valores de dosis absorbida tienen una especial importancia en su distribución dosimétrica en el volumen tumoral, propiciando la posible aparición de zonas infradosificadas que conllevaría pérdidas en la probabilidad de control tumoral. Nuestro objetivo principal es conocer el origen de estas discrepancias dosimétricas entre sistemas de cálculo, y ahondar en las implicaciones clínicas que tienen lugar para casos clínicos de cáncer de pulmón. Para ello utilizaremos el código Geant4 como referencia de cálculo Monte Carlo.

Este trabajo se divide en tres partes: en primer lugar se analizan a modo de introducción los aspectos más generales del cáncer de pulmón, comentando las técnicas de radioterapia utilizadas con mayor frecuencia para su tratamiento. Seguidamente se describen los elementos involucrados en el proceso de irradiación del paciente, i. e. el acelerador lineal de electrones y el sistema de planificación comercial. Junto a ello, exponemos una breve mención de la película radiocrómica como detector a emplear en la dosimetría. Finalmente, presentamos las propiedades más relevantes del método Monte Carlo y del código Geant4.

En la segunda parte, evaluamos una serie de aplicaciones Geant4 dirigidas hacia la validación dosimétrica del modelado de los elementos del cabezal del acelerador lineal Siemens Oncor Impression Plus, instalado en el Hospital Universitario Virgen Macarena (Sevilla, España), a través de la comparativa con medidas experimentales efectuadas con cámara de ionización en agua. Junto a ello, hemos constatado las diferencias entre distribuciones de dosis calculadas en Geant4 y el sistema de planificación comercial, comparándolas con la medida con película radiocrómica en un maniquí antropomórfico. Éste incluye materiales de composición química y densidad física conocidas. Por tanto, los estudios definidos en este párrafo constituyen la sección académica de nuestro proyecto de tesis.

Para la tercera y última parte, que definimos como la parte realista del proyecto de la tesis, utilizamos imágenes DICOM para crear los modelos geométricos del maniquí y paciente a través de nuestras herramientas desarrolladas con el código Geant4. De esta forma conseguimos que exista igualdad en términos geométricos entre el sistema de planificación comercial y el método Monte Carlo. Primero, hemos analizado las divergencias dosimétricas para los cálculos, comparándolos con las medidas, en la geometría voxelizada del maniquí. A continuación, hemos realizado el mismo proceso para tratamientos reales de cáncer de pulmón. En este caso hemos evaluado asimismo las consecuencias radiobiológicas, debidas a estas discrepancias dosimétricas

encontradas, a través del cálculo de la probabilidad de control tumoral.

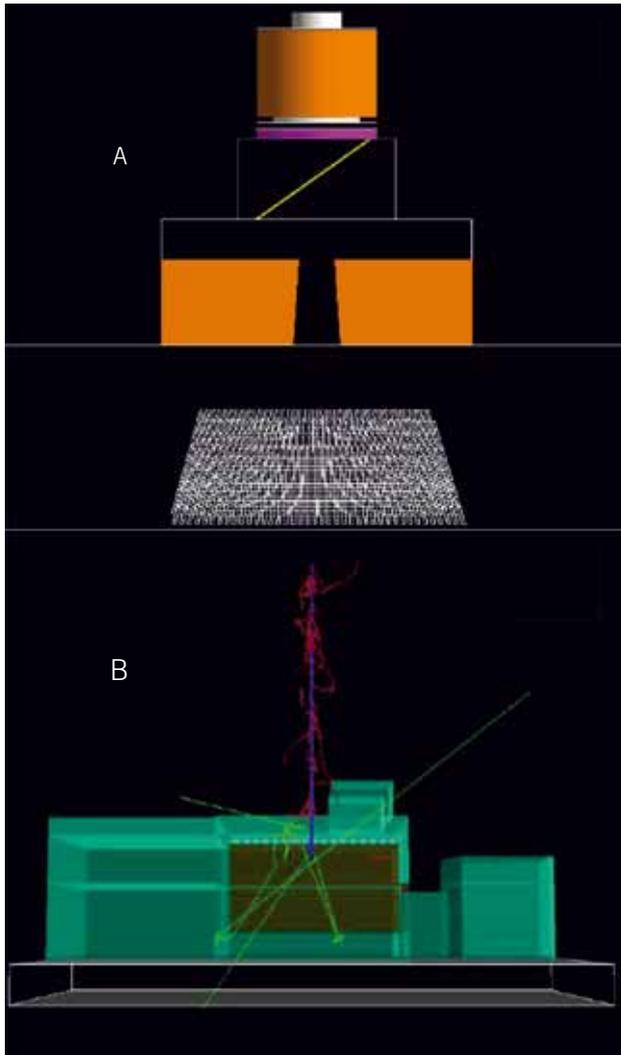


Fig. 1. A) Representación gráfica de los elementos del cabezal del acelerador simulados en Geant4. Los elementos representados comenzando por la parte superior de la imagen son: el blanco, el filtro aplanador, la cámara de monitorización de dosis, el espejo, las mordazas y una de las bancadas del colimador multiláminas. B) Maniquí antropomórfico modelado en Geant4 situado sobre la mesa del linac. Se estableció un haz de protones (líneas azules) en la simulación por razones de ilustración.

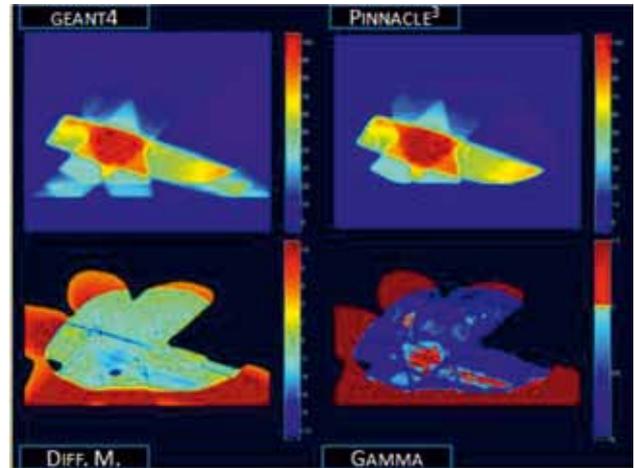


Fig. 2. Análisis gamma 3%-3 mm (recuadro inferior derecha), en un tratamiento de IMRT directa, obtenido en el MCTP CARMEN para la distribución de dosis calculada en Geant4 (recuadro superior derecha) en comparación con la hallada en TPS Pinnacle3 (recuadro superior izquierda). Un 78,3% de puntos superaron el criterio gamma definido, factor que se refleja en las diferencias entre ambas distribuciones (recuadro inferior izquierda). Los puntos que cumplen el criterio gamma aparecen representados en tonalidades azul y amarillo, mientras que los que no pasan dicho criterio aparecen en tonalidades rojas.



Métodos de reconstrucción en dominio temporal para tomografía por transmisión de ultrasonidos

Autor: Mailyñ Pérez Lira

Directores: José Manuel Udías Moinelo y Joaquín López Herraiz

Lectura: 6 de junio de 2017, Facultad de Ciencias Físicas, Universidad Complutense de Madrid.

<http://eprints.ucm.es/45815/>

El cáncer de mama (CM) es el cáncer más común en mujeres mundialmente [Mayne, S.T. et al, *Nature Rev. Clinical Oncology* 2016]. Su detección temprana condiciona en gran medida la tasa de supervivencia a esta enfermedad, ya que, a menor tamaño de la lesión detectada, mejores resultados pueden esperarse para los tratamientos quirúrgicos que se realicen.

La mamografía es actualmente el procedimiento estándar que se emplea para el cribado del CM. Sin embargo, en los últimos años su eficiencia ha sido muy cuestionada por varios factores: (i) alta tasa de falsos positivos, (ii) requiere la irradiación del paciente y (iii)

baja especificidad en mamas densas. Por ello, para mejorar la detección y caracterización del CM se han propuesto varias técnicas complementarias. Entre ellas está la tomografía ultrasónica (TU). Los mapas en modo transmisión de TU han sido propuestos como una alternativa libre de radiación, para la detección del CM, ya que proporcionan alto contraste y especificidad [Mast, 2000, Duric et al., 2009].

En esta tesis, el principal objetivo fue la habilitación del modo transmisión en el tomógrafo ultrasónico MUBI, que es el primer tomógrafo por ultrasonidos de España y que ha sido desarrollado mediante la colaboración del

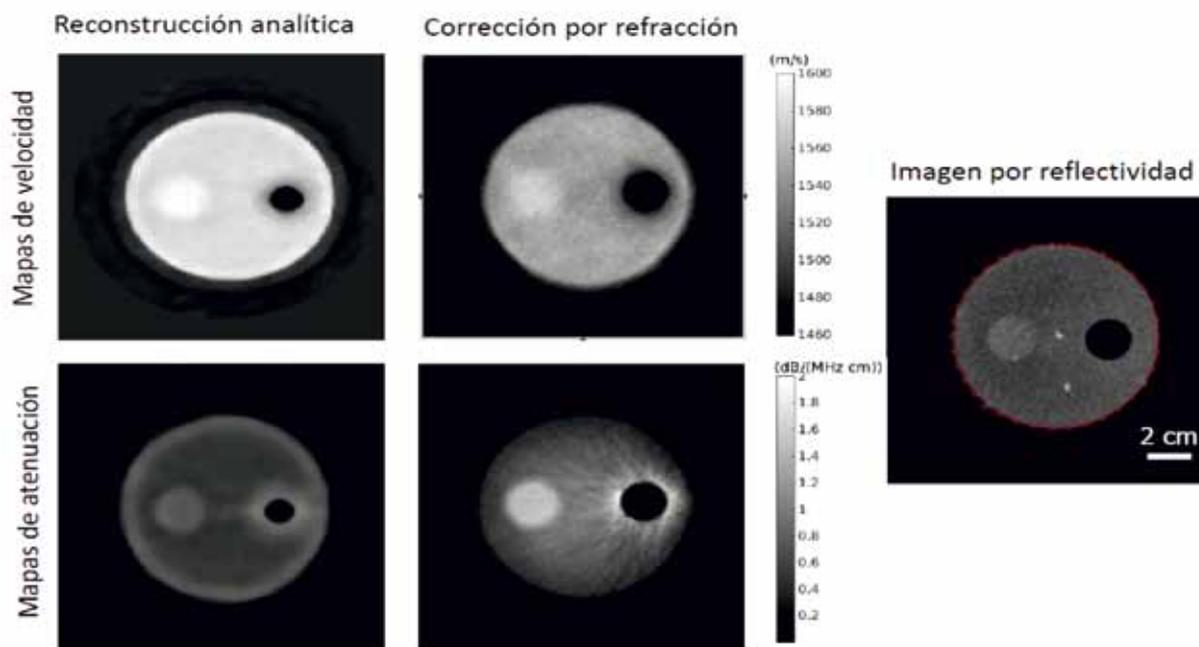


Fig. 1. (Panel superior) Mapas de velocidad del sonido en un maniquí de gelatina que simula las propiedades acústicas de distintos tipos de tejidos mamarios (Panel inferior) Mapas de atenuación del sonido. (Panel izquierdo) reconstrucciones analíticas basadas en la transformada de Radón donde pueden observarse desviaciones en la estimación de las dimensiones de las estructuras del maniquí con respecto a la imagen de reflectividad mostrada en el panel derecho de la figura, que constituye el modo de referencia en esta técnica. (Panel central) mejoras en la resolución de las imágenes luego de ser aplicado el método de corrección por refracción mediante polinomios de Bézier desarrollado en esta tesis. (Panel derecho) Imagen de referencia obtenida mediante la modalidad de reflectividad compuesta.

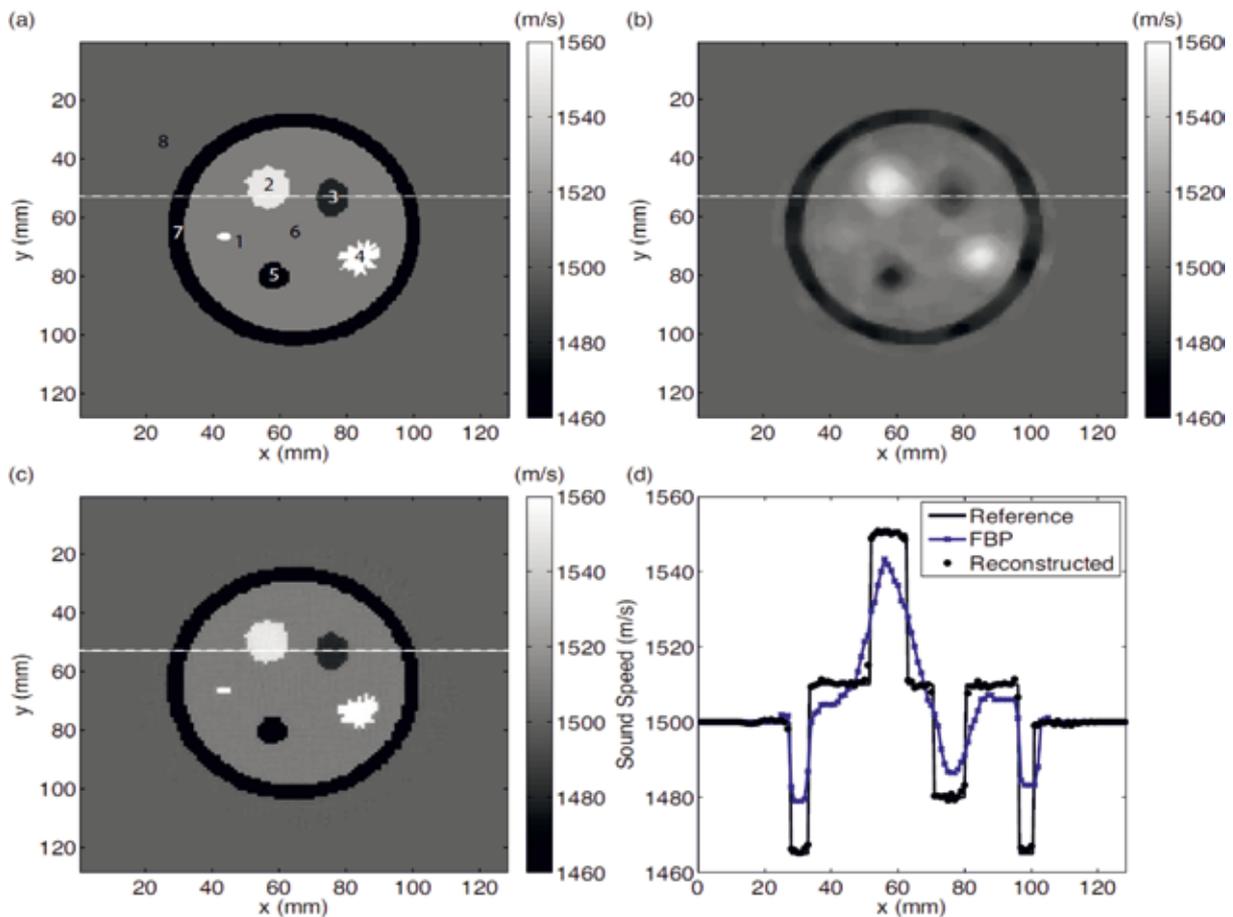
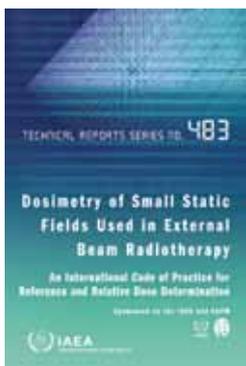


Fig. 2. Reconstrucción de mapas de velocidad del sonido (MV) empleando el algoritmo de onda completa desarrollado en esta tesis para un maniquí numérico que simula tejidos mamarios. (a) Mapa de referencia. (b) Imagen inicial reconstruida utilizando un método analítico (c) Mapa de velocidad reconstruido con onda completa. (d) Perfiles trazados a través de los mapas de velocidad reconstruidos y de referencia donde puede observarse la alta resolución que permite recuperar el algoritmo onda completa desarrollado en comparación con el método analítico.

grupo de Tecnologías y Sistemas Ultrasónicos del CSIC (USTG-CSIC) y el Grupo de Física Nuclear de la UCM (GFN-UCM). Para ello primeramente desarrollamos un conjunto de algoritmos basados en acústica geométrica (AG) para reconstruir tanto mapas de velocidad (MV) como de atenuación (MA) del sonido en el tejido. Estos métodos se basan en dos aproximaciones: (i) el uso de rayos rectos (método analítico basado en la transformada de Radon) y (ii) en el uso de rayos curvos (métodos iterativos que incluyen refracción). Implementamos un método clásico de rayos curvos basado en el Método de Marcha Rápida (MMR) y comparamos su desempeño con un método robusto y computacionalmente eficiente de trazado de rayos curvos basados en los polinomios de Bézier que fue propuesto por primera vez en esta tesis y que permite

mejoras considerables de resolución en comparación con el método clásico. Adicionalmente, desarrollamos y validamos varios algoritmos para obtener el tiempo de vuelo y la amplitud de las señales acústicas. Para mejorar la calidad de la imagen, propusimos por primera vez, un marco conjunto de reconstrucción en dominio temporal que permite realizar conjuntamente las reconstrucciones de MV y MA mediante el uso de la reconstrucción por onda completa (OC). Los métodos desarrollados se comprobaron primeramente con datos sintéticos y luego se aplicaron a la reconstrucción de datos reales obtenidos en el escáner MUBI utilizando maniqués con características similares a los tejidos de la mama. Con los resultados obtenidos esperamos contribuir a la difusión y desarrollo de esta prometedora técnica.

Nuevo protocolo TRS483 de la OIEA y AAPM para campos estáticos en radioterapia externa de pequeñas dimensiones



Alfonso R, Andreo P, Capote R, Christaki K, Huq M Saiful, Izewska J, Johansson J, Kilby W, Mackie TR, Meghzifene A, Palmans H, Seuntjens J, Ullrich W & Vatnitsky S.

211 páginas

ISBN: 978-92-0-105916-1

El protocolo publicado en el año 2017 representa un considerable paso adelante para mejorar la calidad de medida y la trazabilidad en la dosimetría de las nuevas técnicas de radioterapia que usan de modo frecuente pequeños campos de radiación. Además, este protocolo pretende establecer procedimientos y métodos de medida uniformes a escala mundial en la dosimetría en condiciones de referencia no estándar y campos pequeños. Finalmente, aunque no menos importante, por primera vez se realiza la publicación de un protocolo de dosimetría conjuntamente por la OIEA y la AAPM. Dicho protocolo se ha restringido a campos estáticos de fotones de megavoltaje inferior a 10 MV por motivos prácticos. El protocolo TRS483 se puede dividir en tres grandes secciones: la primera dedicada a la definición del concepto de un campo estático de pequeña dimensión y las diferencias y dificultades de medida respecto a los campos de gran tamaño o de referencia estándar; la segunda aborda la dosimetría absoluta de referencia en condiciones no convencionales y una tercera que establece los procedimientos para la dosimetría relativa: medida de perfiles de dosis y factores de salida. Aunque una de las justificaciones de la elaboración del protocolo ha sido la definición de la dosimetría de referencia en máquinas de radioterapia que no pueden producir el campo convencional de 10 cm x 10 cm a una profundidad de 10 g/cm² en agua, debemos entender que este nos proporciona también un conjunto de procedimientos para realizar la medida de dosis con mayor calidad y uniformidad en los campos de dimensiones reducidas.

1. Campos de radiación pequeños: conceptos y dificultades en la medida dosimétrica

En primer lugar, el tamaño de un campo de radiación, en una dirección transversal al mismo, se define como la distancia entre los puntos cuya dosis absorbida es la mitad de la dosis máxima a esa profundidad de medida (*FWHM*). Hay que señalar que esta definición puede no corresponder con la posición geométrica de los colimadores que definen el campo de radiación. El protocolo adopta esta definición con el objetivo de evitar posibles ambigüedades provenientes de otras definiciones del tamaño de haz.

Por otra parte, cuando irradiamos un material semi-infinito con un campo de radiación colimado nos encontramos dos regiones en las que no existe equilibrio en la fluencia de partículas cargadas (*CPE*): la región superficial donde incide el haz y las regiones laterales que corresponden al borde del haz colimado. Estas regiones tienen una dimensión aproximadamente igual al alcance máximo de los electrones secundarios producidos en el medio. Al reducir el tamaño de campo, el eje del haz se acerca progresivamente a la región donde no existe equilibrio lateral de partículas cargadas (*LCPE*). Dado un campo circularmente colimado el radio mínimo necesario para alcanzar *LCPE* en el eje del haz (igualdad de kerma y dosis absorbida en agua) se denomina r_{LCPE} . Este parámetro depende de la calidad de haz, es decir del espectro de energía de los fotones del haz, que puede parametrizarse en función del $TPR_{20,10}$ (*10*) (o bien usando el porcentaje de dosis en profundidad $\%dd(10,10)x$) para el campo de referencia convencional.

Además de la condición de *LCPE*, la distribución de dosis en el borde de campo de radiación está también afectada por la penumbra del sistema de colimación: bien por la transmisión del haz en el borde de los colimadores o bien por el propio tamaño del foco (*FS*) y de la fuente extrafocal de radiación. Por todo ello hablaremos de campos de radiación pequeños en tres situaciones generales:

- No se alcanza equilibrio lateral de partículas cargadas en el eje del haz ($2 r_{LCPE} \geq FWHM$).
- El sistema de colimación ocluye parcialmente la región de foco primario del haz ($FS \geq FWHM$).
- El tamaño del detector *d* usado es análogo al tamaño del campo de radiación ($d + 2 r_{LCPE} \geq FWHM$).

Por tanto un campo de radiación será pequeño o bien debido a las características intrínsecas del haz o bien como consecuencia del tamaño relativo del haz y nuestro detector. En general, debemos utilizar detectores de pequeñas dimensiones lo más equivalentes a agua que sea posible. Los detectores reales estarán afectados por factores de corrección debido a los materiales de construcción y a la perturbación de la fluencia de partículas cargadas en el medio. A su vez es muy importante comprobar en nuestro detector el efecto de volumen y la recombinación de la carga eléctrica especialmente en campos sin filtro aplanador (*FFF*). El protocolo propone un método para el cálculo del efecto volumen basado en una integral bidimensional que incluye un factor de peso igual a la longitud de la cuerda que interseca el detector una recta normal a su eje de simetría (supuesta ésta la dirección de incidencia del haz). En general, el uso de detectores en regiones donde no existe *CPE* o *LCPE* puede implicar el uso de factores de corrección significativamente diferentes de la unidad (si se conocen) y por tanto se trata de una situación con elevada incertidumbre de medida. El protocolo recomienda que no trabajemos con detectores cuyos factores de corrección difieran de la unidad más del 5% en las condiciones de medida.

2. Dosimetría de referencia en condiciones no estándar

Para aquellas máquinas que puedan alcanzar las condiciones convencionales de referencia (i.e. campo 10 cm x 10 cm a 10 g/cm² de profundidad en agua a *SSD/SDD* 100 cm) se aplican los protocolos ya existentes TRS398 y TG51. En el caso de las técnicas que no permitan alcanzar estas condiciones de referencia, el nuevo protocolo define un campo de referencia dependiente de máquina (*machine specific reference field* o *msr*). De modo específico se describe la dosimetría de referencia para Tomoterapia, CyberKnife, GammaKnife, Radiocirugía Estereotáctica (SRS) con colimadores específicos y equipos con colimadores micro-multilámina de BrainLab. En general el campo *msr* será el mayor que podamos alcanzar o el más próximo al campo 10 cm x 10 cm. Otra de las cuestiones prácticas cubiertas por el protocolo es la determinación de la calidad de haz en campos diferentes del campo de referencia convencional. Para ello encontraremos tabulado el campo cuadrado de lado *S* equivalente a un campo rectangular o circular de radiación. Análogamente podremos convertir los valores de *TPR_{20,10(S)}* o *%dd(10,S)_x* a los valores de los parámetros de calidad de haz en un campo virtual de 10 cm x 10 cm en el haz de nuestra máquina con una corrección adicional cuando el parámetro *SSD* no es 100 cm. El protocolo contempla diferentes situaciones, desde una cámara

calibrada en la calidad de haz del usuario hasta aquella calibrada en una calidad de referencia Q_0 tanto para una máquina con filtro aplanador (*WFF*) como sin él (*FFF*). Si la medida no se realiza en agua sino en maniquí de plástico, habrá de calcularse la profundidad equivalente corrigiendo por la densidad de electrones y multiplicar además por un factor corrección debido a la no equivalencia a agua del medio.

La instrumentación de medida para la dosis de referencia en el campo *msr* serán preferentemente cámaras de ionización cilíndricas tales como Farmer para campos de dimensiones mayores de 6 cm x 6 cm con filtro aplanador. Si se trata de campos sin filtro aplanador debemos considerar cámaras de volumen entre 0.1 cm³ y 0.3 cm³ para evitar el efecto de la no uniformidad de la fluencia del campo de radiación. Tengamos en cuenta que en un campo de 6 MV *FFF* el factor de corrección para una Farmer alcanza el 1.5%. En caso de campos de dimensiones inferiores deberán usarse cámaras de menor volumen siempre que su estabilidad, corriente de fuga, recombinación, efecto de polaridad y linealidad sean aceptables para la dosimetría de referencia. Dado un tamaño de campo deberemos utilizar detectores que satisfagan la condición $d + 2 r_{LCPE} < FWHM$.

3. Dosimetría relativa para campos pequeños y de no referencia

En este caso el protocolo se circunscribe a la determinación de factores de salida y perfiles de dosis de campos de radiación de pequeñas dimensiones. Lo primero que destaca el TRS483 es que los usuarios no deben confundir el valor del factor de salida con el cociente de lecturas de un detector para diferentes tamaños de campo. El factor de salida hace referencia al cociente de las dosis absorbidas en agua en el eje del haz a una profundidad de referencia (aquella establecida en el *msr*) para diferentes tamaños de campo. Será necesario introducir factores de corrección para las lecturas de nuestros detectores para estimar el valor correcto del factor de salida a través del cociente de estas lecturas. Además estos factores de corrección dependen del tamaño de campo y del tipo de detector. El protocolo proporciona los factores de corrección para los cocientes de lecturas de diferentes cámaras en función del tamaño de campo y específicamente para las técnicas especiales comentadas previamente y para campos cuadrados de 6 MV y 10 MV tanto *WFF* como *FFF*.

Para la dosimetría relativa de campos pequeños y no referencia se recomienda usar cámaras de ionización de aire, diodos de silicio, diamante natural y diodo de diamante, cámaras líquidas, centelleadores orgánicos, película radiocrómica, *TLD* o detectores *OSL* teniendo en cuenta para todas ellas sus dimen-

siones y el efecto de volumen. Todos estos detectores deberán usarse con la necesaria precaución, evaluando sus características y fiabilidad en las condiciones de medida. El documento de la OIEA y AAPM indica los detectores más adecuados para estas medidas en sus tablas. En cualquier caso, resulta provechoso realizar la medida con varios detectores para obtener información comparativa siempre que sea posible o para cubrir un amplio intervalo de tamaños de campo mediante la concatenación de medidas de varios detectores complementarios. Además, el TRS483 señala la necesidad de una correcta orientación de la cámara y posicionamiento de su punto de referencia ya que en campos de pequeño tamaño desviaciones de tamaño milimétrico afectan sustancialmente a los resultados de medida. En el caso de la determinación de perfiles mediante barrido de un detector el TRS483 nos indica la orientación relativa recomendada del eje del mismo respecto al eje

del haz y la dirección de barrido así como diferentes recomendaciones prácticas en la medida de perfiles de dosis.

En resumen el protocolo TRS483 de la OIEA establece la nomenclatura y metodología para medir y obtener los valores de dosimetría en radioterapia externa de fotones de aceleradores lineales con calidades de 6 MV y 10 MV así como para Tomoterapia, CyberKnife, GammaKnife, Radiocirugía Estereotáctica (SRS) con colimadores específicos y equipos con colimadores micro-multilámina de BrainLab para condiciones de referencia no convencionales, o bien realizar dosimetría relativa en campos de dimensiones reducidas y no estándar.

Faustino Gómez Rodríguez

Facultad de Física.

Universidad de Santiago de Compostela

¿En qué se basa nuestra innovación en iCT? En las necesidades de diagnóstico de más de 6.700 millones de personas.

Del mismo modo que las enfermedades afectan a todos por igual, Brilliance iCT de Philips se adapta a todo tipo de pacientes. Adquiere imágenes nítidas de cualquier parte del cuerpo, desde lactantes de poco peso hasta adultos con



sobrepeso. Los pacientes recibirán el grado de calidad que se merecen en sus exploraciones mediante una dosis baja sin que ello afecte a la calidad de la imagen. Visite nuestra página web en www.philips.com/CT.

***Porque nuestras innovaciones se inspiran en usted.**

PHILIPS
sense and simplicity



Informe sobre la rotación en Hospital Froedtert

El objetivo principal de la rotación en el Hospital Froedtert en Milwaukee, Wisconsin, fue para aprender y participar en las medidas que se están realizando en el MR Linac de Elekta, tecnología puntera que actualmente está instalada en tan sólo 7 lugares en el mundo.

Por otro lado, visitar este centro también ofrece la oportunidad de involucrarse en el proceso de control de calidad y tratamiento con Radixact, la nueva generación de Tomoterapia, y con Gammaknife ICON, la nueva versión de Gammaknife que incluye imagen integrada para IGRT, y que realizan con o sin marco estereotáxico, y con posibilidad de hiperfraccionamiento y seguimiento del movimiento.

El centro destaca por su dedicación a la investigación y a la aplicación clínica de la radioterapia adaptativa. Esto es especialmente interesante en mi caso pues puedo importar todo mi aprendizaje al hospital en que resido.

Además, el residente que visita este centro tiene a su disposición varios planificadores, que en mi caso suponen un complemento a mi formación puesto que nunca había trabajado con ellos, como Monaco, XiO, Precise de Accuray y GammaPlan. El tutor a cargo se encargó de disponer de ejemplos didácticos para aprender a planificar en diferentes situaciones que en particular yo nunca había practicado, por ejemplo, craneoespinales o mamas en prono.

A lo largo de las seis semanas he podido estar presente en diferentes tratamientos como TBI o TSI donde en este último, realizan dosimetría in vivo con OSLs, y acudir a todos los controles de calidad que realizaron tanto para las máquinas Siemens, Elekta, Radixact y GammaKnife, así como para el HDR o los sistemas de planificación de tratamiento.

También tuve la ocasión de asistir a un curso donde enseñaban cómo usar el software MIM para realizar contorneos, registros rígidos y deformables y crear *workflows*.

Para mi fue una experiencia extraordinaria y muy recomendable. Estoy muy agradecida por el acogimiento recibido y la predisposición de gran parte del personal para dedicar su tiempo en enseñarme.

Alba Díaz Martín

Hospital Universitario de Gran Canaria Dr Negrín

Rotación en Hospital Universitario Karolinska (Estocolmo)

Entre los meses de mayo y junio tuve la oportunidad de realizar una rotación de 4 semanas de duración en el Hospital Universitario Karolinska, en Estocolmo (Suecia). El objetivo principal era reforzar mis conocimientos en imagen y diagnóstico por rayos, para lo cual efectué mi estancia en el Departamento de Radiodiagnóstico, así como comprobar de primera mano la organización y el papel del físico médico en un hospital fuera de nuestro país.

El Hospital Universitario Karolinska es el hospital más grande del país, organizado en dos campus, con unos 70 radiofísicos trabajando en sus instalaciones, haciéndose cargo de Radiodiagnóstico, Radioterapia, Resonancia Magnética, Medicina Nuclear y Protección Radiológica. Con unas instalaciones de tales dimensiones y habiendo una cantidad elevada de personal, la organización y comunicación es vital para que el trabajo se desarrolle de forma eficiente.

En el departamento de Radiodiagnóstico del campus de Solna (Estocolmo) trabajan aproximadamente 12 radiofísicos organizados por áreas (rayos X convencionales, mamografía, intervencionismo, tomografía computarizada (TC) y pediatría), incorporándome durante mi estancia al trabajo diario junto a ellos. Asistí a las medidas de aceptación de dos TC y dos angiógrafos biplano, y participé en medidas de control de calidad de TCs, equipos de rayos convencionales y portátiles; y las diferencias de protocolos y pruebas generaron discusiones interesantes.

Durante el tiempo que estuve allí llevé a cabo además un proyecto: comprobar cómo varían algunos parámetros de interés (ruido, uniformidad, números CT) con la energía, evaluando las imágenes monocromáticas generadas a partir de un estudio con una TC de energía dual a un maniquí modificado. Adicionalmente, realicé la estimación de diferentes concentraciones de contraste yodado mediante un software comercial.

También visité el departamento de Medicina Nuclear, donde asistí a la preparación y administración de tratamientos para hipertiroidismo; y al departamento de Radioterapia que cuenta, entre otras cosas, con 12 aceleradores, 4 equipos de braquiterapia de alta tasa y un Gamma Knife. Como particularidad destaca la obligación por parte de la ley sueca de realizar dosimetría *in vivo* en la primera sesión de radioterapia.

Llama la atención el diferente papel del radiofísico en el hospital, con una mayor presencia en todas las actividades que se desarrollan, así como un mayor contacto con el paciente. También resulta interesante

la comparación de los programas de formación de ambos países, siendo el de España bastante más extenso, pero el sueco más especializado. Además, se impulsa y fomenta en gran medida la actividad investigadora, a lo que se dedica gran cantidad de tiempo y recursos, tanto en equipo como en profesionales, lo que acaba revirtiendo en un beneficio muy grande para el hospital.

En resumen, ha sido una oportunidad muy enriquecedora, tanto profesional como personalmente. Para recordar queda el secreto de la productividad sueca: largos días sin que se ponga el sol, complementado con numerosos y extensos *fika* donde se habla casualmente del trabajo y la vida personal, contribuyendo a la generación de ideas y desatando la creatividad. Eso sí, obligatorio no olvidar el paraguas.

Quisiera agradecer a los físicos del departamento de Radiodiagnóstico del Hospital Karolinska su esfuerzo por integrarme en el equipo y ayudarme en todo lo necesario; a mis compañeros del Instituto Valenciano de Oncología, por ayudarme a hacer que esta rotación fuera posible; y a la Sociedad Española de Física Médica por la concesión de la beca que me ha permitido disfrutar de esta enriquecedora experiencia.

Cristina Bosó Martínez

Instituto Valenciano de Oncología

Rotación por Skandionkliniken, Uppsala

Mi rotación por la clínica Skandionkliniken (Uppsala, Suecia) surgió con el objetivo principal de formarme en los aspectos relacionados con la aplicación clínica de la radioterapia con haces de protones. Dado que en nuestro país aún no existe ninguna instalación de protonterapia la única alternativa para formarme en ese ámbito era la de aprovechar la experiencia de otros centros que pudiesen aportar conocimientos prácticos y actualizados en la materia. Con ese objetivo en mente empecé una estancia de tres meses, durante mi último año de residencia.

Skandionkliniken está enmarcada dentro de un proyecto nacional que tiene el objetivo de ofrecer protonterapia a todos aquellos pacientes que puedan beneficiarse de ella en todo el territorio Sueco. En este marco, la clínica está en permanente colaboración con otros siete Hospitales, localizados en distintas regiones de Suecia, que son los que llevan a cabo el diagnóstico, planificación y el posterior seguimiento de los pacientes. De este modo, Skandionkliniken se focaliza mayoritariamente en aquellos aspectos relacionados con ofrecer el tratamiento al paciente y asegurar la calidad de dicho tratamiento.

Skandionkliniken consta de un acelerador con dos gantrys de uso clínico, que utilizan la técnica de Pencil

Beam Scanning (PBS) y de un tercer gantry, este de geometría fija, que se utiliza únicamente con fines de investigación. La instalación está diseñada para acoger un cuarto gantry, que actualmente está en construcción.

Durante la rotación tomé parte en las tareas asistenciales del servicio. A su vez, participé en las tareas de control de calidad de las unidades de tratamiento así como las verificaciones relacionadas con los planes de tratamiento. Aunque no participé de manera activa en el "*comisionado*" de ninguna unidad de tratamiento, me formé de manera teórica a partir de las experiencias recientes del Centro. Así mismo, dada la continua evolución del centro tuve la oportunidad de ver la implementación y la puesta a punto de nuevas técnicas como son la puesta en marcha de un sistema de CBCT y del sistema de gating mediante un software de detección del contorno del paciente. A su vez, participé en el desarrollo del modelo introducido en el planificador para incorporar un modificador del rango del haz en uno de los dos gantrys.

Dado que la planificación de los tratamientos se hace en los hospitales de origen de los pacientes, hice varias visitas a uno de los hospitales (Karolinska, en Estocolmo), para completar mi formación en ese aspecto y poder obtener una visión general de todo el proceso así como aprender las bases de la planificación con protones. Para la planificación se usan tanto técnicas de SFUD (Single Field Uniform Dose), en la que todos los campos pretenden dar una dosis homogénea al volumen a tratar, como IMPT (Intensity Modulated Proton Therapy), donde, análogamente al caso de la IMRT, cada campo imparte una dosis heterogénea al volumen para lograr una distribución final homogénea, con una mayor capacidad de conformación y, por consiguiente, una reducción de la dosis a los órganos de riesgo.

La experiencia en Skandionkliniken fue una gran experiencia, no solamente por la formación adquirida sino también por la oportunidad que se me brindó a conocer grandes profesionales que me acogieron desde el primer momento como una más del equipo y dedicaron tiempo y esfuerzo en enseñarme. Desde aquí, quiero aprovechar para dar las gracias tanto al equipo de Skandionkliniken por dedicar tiempo y esfuerzo en enseñarme, como al equipo del Hospital de la Santa Creu y Sant Pau por motivarme y ayudarme a disfrutar de esta oportunidad. Quiero dar las gracias también a la SEFM, por la ayuda económica que me han ofrecido, sin la cual no sé si esta rotación hubiese sido posible.

Carla Cases Copestake

Hospital de la Santa Creu i Sant Pau

Estancia en el Hospital Universitario UZ Leuven, Lovaina. Proyecto ParTICLE

Entre el 30 de octubre y el 30 de noviembre del 2017 realicé una estancia en el Hospital Universitario UZ Leuven (Universitaire Ziekenhuizen Leuven). Este centro está situado en Bélgica, en la ciudad de Lovaina. En este hospital, se dispone de 2 aceleradores lineales Varian TrueBeam (uno de ellos con el sistema STX Novalis), otros dos Varian Clinacs 2100, una unidad de tratamiento Halcyon, también de Varian, cuyo “*comisionado*” se había realizado justo antes de mi llegada, y una unidad Flexitron de Nucletron para tratamientos de braquiterapia. El Departamento de Física Médica lo forman 7 radiofísicos y 5 dosimetristas, que trabajan con un volumen de unos 3000 pacientes anuales.

Aparte de todo esto, lo que me resultó más interesante de este centro, es que se encuentra en fase de preparación para la llegada de una unidad de protonterapia, con la que está previsto iniciar la práctica clínica a mediados del 2019. Esta etapa es interesante porque se plantean aspectos que no se abordan cuando la instalación se encuentra ya en fase clínica. Es un periodo para la discusión sobre cómo se abordará cada tipo de tratamiento, del material del que se dispondrá (inmovilizadores, mesa, instrumentos de medida, etc.), de realización de protocolos y de adquisición de conocimientos.

La persona que me supervisó y de la que aprendí mucho durante mi estancia fue Carles Gomà que, en el hospital, es el radiofísico encargado de llevar el proyecto de la nueva instalación de protonterapia. Este proyecto, ParTICLE (Particle Therapy Interuniversity Center Leuven), es un proyecto de colaboración entre el UZ Leuven, las universidades de Lovaina KU Leuven y UCL, las Cliniques Universitaires Saint-Lucy los centros hospitalarios UZ Gent, UZ Brussel y UZ Antwerpen.

Durante mi estancia en el centro, ya se estaban realizando planificaciones “*in silico*”, que se discutían semanalmente en sesiones del departamento en las que participaban tanto médicos como radiofísicos. El objetivo principal de mi rotación era realizar un protocolo para tratamientos de irradiación craneoespinal con protones, por lo que durante ese mes estas sesiones se dedicaron a discutir las diferentes vías para abordar este tipo de tratamientos.

Tuve que ponerme al día, no sólo en el campo de la protonterapia, sino también en los procedimientos publicados para realizar tratamientos de irradiación craneoespinal. Tras estudiar también las posibilidades que ofrece el planificador Raystation para realizar planificaciones robustas, optamos por implementar el método publicado por el grupo de Trento de Farace *et al.**

(2015). La base de este método consiste en crear campos auxiliares, que ayudan en la optimización del tratamiento a crear el gradiente de dosis deseado en la zona donde los campos se solapan. Para implementar este método fue necesario realizar “*scripts*” con el sistema de planificación. También analizamos la longitud en la superposición de los diferentes campos de la columna en función de la incertidumbre en la posición de la mesa, testeamos diferentes geometrías en la disposición de los haces, evaluamos la influencia del “*rangeshifter*” en la resolución espacial de la distribución de dosis, estudiamos cómo abordar la irradiación vertebral y, por último, cómo evaluar la robustez de cada uno de estos tratamientos. En este proceso nos ayudó realizar una videoconferencia con el grupo de Trento, donde pudimos discutir varios de estos aspectos, así como el “*feedback*” que tuvimos con el equipo de RayStation. Está previsto enviar los resultados y conclusiones que obtuvimos en este estudio al Congreso Europeo de Física Médica (ECMP 2018).

Además, ya que el grupo de protonterapia está integrado en la universidad de Lovaina, en el tiempo que estuve allí tuve la oportunidad de asistir a la defensa de una tesis y a una conferencia, ambas muy interesantes, en las que se exponían vías para dar robustez a los tratamientos con protones, teniendo en cuenta su sensibilidad a cualquier movimiento o cambio de densidad en su recorrido.

Desde el hospital UZ Leuven se mantiene contacto con otras instalaciones de protonterapia, algunas ya en fase clínica y otras en etapas previas. Durante mi estancia allí, se organizó una intercomparación de medidas de la dosis de referencia en el Groningen Proton Therapy Centre (GPTC), en Holanda, en el que está previsto iniciar la práctica clínica en enero del 2018. En este proceso participaron los grupos del GPTC, del Holland Proton Therapy Centre (Holland PTC), del Maastricht Radiation Oncology centre (MAASTRO) y del centro en el que me encontraba yo, el UZ Leuven. Tuve la oportunidad de asistir a este proceso en el que cada uno de estos grupos realizó varias medidas de dosis, cada uno con su propio equipo y protocolo. Las medidas se realizaron en un tanque de agua, sobre diferentes haces mono-energéticos y también sobre un SOBP (Spread Out Bragg Peak). Por último, en una sesión, se discutieron y compararon todos los resultados.

En definitiva, he aprendido muchísimo con esta estancia. Si venís, aprenderéis mucho de la mano de Carles. Eso sí, no os desaniméis con la lluvia y el mal tiempo. Tal y como dicta el cartel entrando al despacho de Carles: “Think like a proton, always positive”.

Laura Oliver Cañamás

*Residente de Radiofísica Hospitalaria
Fundación Instituto Valenciano de Oncología*

* Farace P., Vinante I, Ravanelli D, Bizzocchi N, Vennarini S. Planning field-junction in proton cranio-spinal irradiation - the ancillary-beam technique. Acta Oncol 2015;54(7):1075-8.

Curso ESTRO

El pasado 3 de Septiembre tuvo lugar una nueva edición del curso organizado por la ESTRO “*Clinical Practice and Implementation of Image-Guided Stereotactic Body Radiotherapy*” en Budapest, Hungría.

Dirigido por el Dr. Matthias Guckenberger (University Hospital of Zurich) y el Dr. Dirk Verellen (Vrije Universiteit Brussel), contó con la participación de expertos de dilatada experiencia procedentes de Holanda, Suiza y Bélgica en la técnica de SBRT.

A lo largo de 27 sesiones repartidas en 4 días, se trataron tanto aspectos relacionados con fundamentos generales e implementación de la técnica en un servicio de Oncología Radioterápica como aspectos y problemáticas más específicas que aparecen en el desarrollo de la misma.

El contenido del curso intentó establecer un balance entre los contenidos médico-clínicos y los físicos: a los físicos nos pareció que debiera haberse ampliado la vertiente radiofísica, y de igual manera la percepción de los oncólogos era la de abundancia de sesiones “físicas” en detrimento de las “médicas”... entiendo que lo justo sería ampliar el número de sesiones prácticas (que las hubo) en la que se dividía al gran grupo de 170 asistentes en subgrupos de radiofísicos, oncólogos, y técnicos especialistas.

Entre las cuestiones tratadas, destacaría en primer lugar la publicación en Julio de 2017 por parte de la ESTRO ACROP (Advisory Committee on Radiation Oncology Practice) de la Guía Práctica para Tumores Periféricos de Pulmón no Microcítico en Estadío Temprano (ESTRO ACROP Practice Guideline of SBRT for Stage I NSCLC). Esta guía está basada en la experiencia de 8 centros europeos y recoge la valoración y consenso de hasta 140 aspectos clínicos y tecnológicos, estableciendo unos criterios de mínimos (mandatorios), recomendados, opcionales y desaconsejados.

El tipo de instalación (dedicada o no), la tecnología de adquisición de imágenes, la elaboración de un protocolo y selección de pacientes objetivo, las características del planificador, evaluación de incertidumbres y márgenes aplicados, algoritmos de cálculo, prescripción de dosis y fraccionamiento, control de calidad... son algunos de los ítems tratados que puede que sirvan de referencia inicial para los Servicios que se adentren por primera vez en la técnica y que (imagino) aportarán información poco relevante para los centros con experiencia debido al volumen ya publicado hasta la fecha. No obstante, es útil contar con este tipo de publicaciones y sería deseable la ampliación y participación de más centros en la elaboración de prácticas consensuadas.

Los mecanismos radiobiológicos de la SBRT también fueron objeto de estudio, poniendo de relevancia el potencial de crecimiento en el empleo de fármacos

cooperantes con la radioterapia y que en la actualidad tiene un escaso empleo y contribución en Oncología Radioterápica.

El bajo fraccionamiento de este tipo de tratamientos contribuye a un perfil más hipóxico y por tanto más radiorresistente. En este sentido, la administración de fármacos moduladores de hipoxia de gran difusión cooperarían en la letalidad de la dosis impartida al hacer el medio más radiosensible... los oncólogos allí presentes eran recelosos acerca de la mejora sensible en la supervivencia global mediante el empleo de estos fármacos, si bien hay una cuestión clara: la incorporación de fármacos de acción paralela/sinérgica con la radioterapia está todavía por explotar. La excitación de procesos inmunológicos y degradación del endotelio vascular del tumor en los tratamientos de SBRT fueron a su vez analizados desde el prisma de la radiobiología.

Junto con los algoritmos de cálculo y dosimetría de campos pequeños, la estimación de márgenes empleados fue un tema de disfrute para los radiofísicos, bien desarrollado por el Dr. Mischa Hoogeman (University Medical Center of Rotterdam). Lejos de aceptar como definitiva la propuesta de márgenes de cualquier publicación, uno tiene que verificar los márgenes que está aplicando en función de su protocolo de IGRT y otros parámetros que deben ser incluidos en la célebre expresión de Van Herk para llegar a una expresión generalizada del cálculo de márgenes que tenga en cuenta el nivel de significación, isodosis de prescripción e incertidumbre en la distribución de dosis debido a las penumbras del haz. Ello enlaza a su vez con las distintas estrategias para definir el PTV en las regiones anatómicas donde influye el movimiento respiratorio, estudiando las diferencias entre la generación de un ITV a partir del MiP y como puede ello ser optimizable (y en qué casos resulta especialmente útil) si se cuenta con la herramienta de *gating* respiratorio o mediante la generación del MidP (promediado temporal de la posición del tumor, para el que hubiera sido deseable dedicar parte de alguna sesión práctica al estudio de su cálculo).

Dentro de este bloque más “físico”, se hizo un especial hincapié en transmitir a los oncólogos radioterápicos la distinción entre dosis de prescripción e isodosis de prescripción, siendo admisible y deseable (así lo recoge el nuevo documento ICRU report 91) una heterogeneidad de dosis al PTV a isodosis de prescripción bajas y cuya dosis máxima se centre en el CTV (cuestión que enlaza a su vez con un refuerzo de dosis hacia zonas potencialmente más hipóxicas).

Igualmente, es destacable la revisión de los esquemas de fraccionamiento en pulmón e hígado principalmente (y otras localizaciones como vértebra, próstata o páncreas) basados en estrategias de riesgo adaptado, con sus resultados clínicos y complicaciones asociadas:

interesante y exhaustivo para las dos primeras localizaciones mencionadas.

Por último, hubo tiempo para dedicar a la seguridad y el control de calidad, siendo la parte concerniente a la imagen la que debería tener un especial peso específico en los tratamientos de SBRT. Sin embargo, destacaría dos reseñas que me llamaron la atención precisamente por no ser la filosofía habitual con la que quizás nos encontremos más familiarizados en nuestro día a día.

La primera es la de tomar conciencia de la importancia de realizar un pormenorizado análisis de riesgo que, dicho sea de paso, en otros países es del todo obligatorio por ley cuando uno implementa una nueva técnica. En estos primeros pasos de cualquier Servicio que se embarque en la implementación de una técnica que entrañe riesgos asociados (SBRT en este caso), se insistió en la figura de un “auditor” externo con amplia experiencia en la técnica (que bien podría ser un compañero del hospital vecino). ¿Seríamos capaces de admitir sugerencias por parte de nuestro compañero vecino?

La segunda es la de implicar a todo el personal del Servicio para reportar de manera abierta y rápida las posibles incidencias del día a día, ya que cualquier error puede no recaer en una componente puramente humana sino en el incorrecto diseño de un procedimiento. En este sentido, cualquier miembro del personal debe ser consciente de que informando de una incidencia está contribuyendo a trabajar de una manera más segura: hay que incentivar al reporte de la incidencia y no reprender al que yerra.

En líneas generales mi valoración personal del curso, aún teniendo aspectos mejorables, es netamente positiva tanto por la calidad de los ponentes como por el número de anotaciones, referencias de artículos y tareas que traigo de vuelta para revisar, contrastar e incorporar a los protocolos en caso procedente. Por eso y por la belleza del gran Danubio por la noche.

Gustavo Pozo Rodríguez

Hospital Universitario 12 de Octubre

Curso de “Fundamentos de Física Médica”

En este informe voy a hablar sobre el curso de “Fundamentos de Física Médica”, que se celebra en Baeza (Jaén) en el Campus Antonio Machado de la Universidad Internacional de Andalucía. Este curso está dirigido a radiofísicos residentes en sus primeros años de formación con la intención de dar una idea general de los temas principales que comprenden esta especialidad; se divide en 9 módulos y las clases constan de una parte teórica y otra práctica, con talleres de ejercicios sobre los temas vistos.

En la edición pasada, celebrada del 30 de Enero al 24 de Febrero de 2017, asistí aproximadamente a la mitad de los módulos. El resto del curso lo haré el próximo año. Recomiendo la realización del curso, principalmente, por dos motivos:

El temario es muy completo y supone una formación básica necesaria para cualquier residente. Además las clases son impartidas por profesionales de la radiofísica. El apoyo de los ejercicios es muy útil. De hecho, considero que la parte práctica debería tener mayor importancia, además de que el número de horas de clases teóricas es bastante elevado, quizás demasiado. La otra razón, y no menos importante, es la posibilidad que te ofrece este curso de conocer tanto a tus compañeros de residencia (que algún día serán compañeros de trabajo) como a los profesores. Al final son muchas horas conviviendo, compartiendo las 24 horas del día. Y creo que se puede sacar mucho de las conversaciones con ellos, no solo entre las clases, si no también de tapeo por los rincones de Baeza. Por todo ello considero este curso como una experiencia por la que cualquier residente debería pasar.

Ángel Infestas Maderuelo

H.G.U Gregorio Marañón. Madrid

XI Curso de instrumentación y Control de Calidad en Medicina Nuclear

Del pasado 22 al 24 de Noviembre tuvo lugar la XI edición de dicho curso en la ciudad de Barcelona. Esta edición tenía un marcado carácter emocional por tratarse de la última en la que se mantenían al frente el Dr. Pavía y el Dr. Puchal, referentes nacionales de la física médica en medicina nuclear. Todo y eso, hubo un marcado compromiso por parte de la nueva dirección por mantener la excelencia que caracteriza este curso.

El curso se divide en cinco bloques más o menos independientes entre sí:

- **Instrumentación.** En este bloque se describe el funcionamiento y la funcionalidad de los diferentes equipos usados en Medicina Nuclear. Activímetros, sondas, gammacámaras, PET y equipos para experimentación animal son explicados exhaustivamente. La información se hace llegar desde un nivel base haciendo su seguimiento idóneo para el residente que aún no haya rotado por medicina nuclear como para aquel que ya haya finalizado su rotación y quiera poner a prueba sus conocimientos.
- **Dosimetría.** Este bloque se divide en dos partes: conceptos básicos y dosimetría aplicada a paciente. Sin duda una de las partes más emocionantes e interesantes del curso. Es de agradecer la claridad con la que se expuso esta parte, que pese a tratarse

de un campo más nuevo para los físicos médicos va cogiendo más fuerza cada día. Sin duda uno de los campos del futuro de los radiofísicos en medicina nuclear.

- *Métodos de reconstrucción.* En dicho bloque los asistentes se dividen en dos bloques: Cuantitativo para físicos asistentes, y cualitativo para médicos asistentes. Uno de los puntos fuertes del curso es la explicación detallada de los procesos de reconstrucción que tienen lugar tanto en gammacámaras y PET.
- *Cuantificación.* A la hora del diagnóstico es cada vez más útil poder transponer datos cuantitativos como las cuentas detectadas en una zona fisiológica a datos cualitativos como la afección de una patología.
- *Control de calidad.* La piedra angular del papel del radiofísico en Medicina Nuclear actualmente. Pese a que cada vez hay más radiofísicos dedicados a Medicina Nuclear y que el papel que puede desempeñar es mucho más amplio, como se ha visto en los apartados anteriores, el control de calidad sigue siendo la mayor dedicación de los radiofísicos en esta especialidad. Esta parte se caracteriza por un repaso claro y exhaustivo por las diferentes pruebas que se deben realizar al equipamiento de Medicina Nuclear.

Por todo lo expuesto anteriormente considero que el IX curso de instrumentación y control de calidad en medicina nuclear es un curso de un nivel excelente. Recomiendo encarecidamente su realización para todos los radiofísicos residentes, médicos residentes en medicina nuclear y todo aquel que quiera actualizar su conocimiento en esta especialidad.

David Sánchez Artuñedo

*Residente de Radiofísica Hospitalaria
Hospital Universitari Vall d'Hebrón*

Congreso Sincrotrón (Madrid)

La beca para eventos nacionales de la Sociedad Española de Física Médica ha cubierto la inscripción al *VIII AUSE Congress and III ALBA Users Meeting* (https://w3.ual.es/Congresos/AUSE/CONGRESO2017/index_congreso.html), organizado por la Asociación de Usuarios de Sincrotrón de España y el Sincrotrón ALBA en el campus del CSIC (Madrid), del 9 al 11 de Octubre del 2017. En este evento se reúnen los usuarios de la radiación sincrotrón de áreas tan diversas como la ciencia de materiales, la biología y biomedicina, la geología, la arqueología o el medio ambiente, entre otros. También se proporciona información actualizada sobre las prestaciones de las diferentes líneas de luz del sincrotrón ALBA (Cerdanyola del Vallès). El trabajo que he presentado y que lleva por título "*Infrared microspectroscopy: a bio-analytical tool for understanding and improving radiotherapy*", mostró los resultados que hemos obtenido en experimentos radiobiológicos con células de glioma tratadas con técnicas de radioterapia innovadoras. Los resultados obtenidos con microespectroscopia de infrarrojo por radiación sincrotrón nos han permitido conocer con más detalle los mecanismos bioquímicos involucrados a nivel sub-celular del uso combinado de radioterapia y nanopartículas y de la radioterapia con minihaces de hadrones. El congreso ha constituido un foro de discusión excepcional sobre el estado del arte de la investigación con radiación sincrotrón.

Immaculada Martínez-Rovira

*Universidad Politécnica de Catalunya
Instituto de Técnicas Energéticas*

Revista de Física Médica

Debido a la periodicidad semestral de la Revista de Física Médica desde el presente año, en aras de mantener actualizada la información concerniente a eventos, cursos, reuniones, relaciones con otras Sociedades o decisiones estratégicas de la SEFM, consideramos desde la JD que el formato actual de la sección “La JD informa” carece de la inmediatez necesaria para este propósito, cuando existen otras vías de comunicación directa de los acontecimientos de interés entre los socios, como la sección de noticias en la web de la Sociedad, el boletín de novedades de difusión trimestral a través del correo o el Foro de la SEFM.

Todos estos modos de transmisión de la información permiten mayor dinamismo y agilidad en la manera en que los mensajes llegan a todos los miembros de la Sociedad. Por este motivo, a partir de este número de 2018, dejará de publicarse en la revista esta sección, pasando a comunicarse las novedades de la JD a través de los cauces mencionados anteriormente.

En la sección “Buzón de la SEFM” de este número se recogerán por última vez las impresiones de los becados por la SEFM sobre sus cursos o estancias, tras la modificación que desde la JD se ha realizado en la política de concesión de becas. En la misma línea de lo expuesto en el punto anterior, esta sección debería servir de punto de encuentro de comentarios, sugerencias y opiniones de los socios. Sin embargo, creemos que es más adecuado potenciar el Foro de la SEFM como elemento vehicular para este asunto entre los miembros de la Sociedad.

Proyectos de Reales Decretos

El Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad ha abierto el plazo de alegaciones a los proyectos de Real Decreto de Justificación y Optimización del uso de las RRII con ocasión de exposiciones médicas y Real Decreto por el que se aprueba el Reglamento de Protección de la salud contra los riesgos derivados de la exposición a las RRII. En este sentido, la SEFM ha abierto dos vías para recabar la opinión de los socios.

Por un lado, la Comisión Deontológica ha realizado un análisis de los textos y, por otro lado, se han recabado las opiniones de los socios a través del foro de la

SEFM. Tras la valoración de todos los comentarios al documento, la JD ha enviado las propuestas de modificación de la SEFM al Ministerio.

Grupos de Trabajo

Grupo “**Hipertermia Oncológica**” (en colaboración con SEOR): con la publicación de este documento en la Revista de Física Médica, finaliza la labor de este grupo de trabajo, que puede consultarse en <https://revista-defisicamedica.sefm.es/index.php/rfm/article/view/255>.

Grupo “**Dosimetría clínica en braquiterapia ginecológica de cérvix**”: el documento definitivo se encuentra en fase de maquetación para su publicación próximamente en la Revista de Física Médica.

Desde la JD agradecemos a los coordinadores de cada grupo, D. Félix Navarro Guirado y D. José Pérez Calatayud, respectivamente, el buen desarrollo del trabajo realizado hasta su conclusión.

Además, en la zona de acceso a socios se han colgado los dos últimos documentos elaborados por el Grupo “**Criterios de Aceptación de Equipos de Diagnóstico por la Imagen**” (en colaboración con la SEPR, SERAM y FENIN) correspondientes a “**GRAFÍA: Equipos de radiología convencional y equipos portátiles con y sin detector digital**” y “**PRUEBAS DE ACEPTACIÓN DE EQUIPOS DE DIAGNÓSTICO POR LA IMAGEN FLUOROSCOPIA: Arcos fluoroscópicos con intensificador de imagen**”. Se han actualizado también los anexos sobre cambios de componentes de los arcos de quirófano. El plan de futuro consistirá en revisar los documentos relacionados con telemandos, TC, mamógrafos, monitores y equipos dentales (ortopantomógrafos, CBCT).

Continúan su trabajo los grupos de: “**Evaluación y seguimiento del protocolo de control de calidad en medicina nuclear**”, “**Tomosíntesis de mama**” y “**Registro de dosis a pacientes en exploraciones radiológicas**” (en colaboración con la SEPR y SERAM).

Jornada Interhospitalaria de Radiofísica

El día 22 de mayo se celebra una jornada más de las sesiones interhospitalarias, esta vez en el Hospital Universitario Ramón y Cajal de Madrid. Como en las

anteriores ocasiones, la sesión está dirigida principalmente a radiofísicos, residentes de radiofísica, técnicos de radiofísica y empresas. La temática es abierta y consta de las comunicaciones realizadas por los diferentes hospitales y entidades que quieran participar. A la finalización de la sesión de comunicaciones orales, se convoca la Asamblea Anual de la SEFM, donde la JD expondrá a los socios asistentes el estado actual de la Sociedad.

Jornada de Seguridad del Paciente en el Uso de Radiaciones Ionizantes

El día 19 de abril se celebra en Toledo una jornada organizada por el Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad y la Consejería de Sanidad de Castilla-La Mancha, contando con la participación del Consejo de Seguridad Nuclear, para exponer aspectos relevantes para la seguridad del paciente en el uso de las radiaciones ionizantes como son: el registro de dosis, la notificación y gestión de incidentes en radiodiagnóstico y radioterapia, el análisis de riesgos en radioterapia y la dosimetría individualizada en procedimientos terapéuticos de medicina nuclear.

La justificación de su realización responde, por un lado, al objetivo 2.8 de la Estrategia de Seguridad del Paciente del Sistema Nacional de Salud: “Promover el uso seguro de las radiaciones ionizantes en los procedimientos clínicos” y por otro, al requerimiento de la Directiva 2013/59/EURATOM y que actualmente se está trasponiendo al derecho español.

Cursos

Avales a Cursos y Jornadas

La Comisión de Docencia está desarrollando un documento mediante el cual se describa el procedimiento para avalar aquellos eventos científicos que no sean organizados por la SEFM. Así mismo, la JD considera necesario elaborar otro documento de similares características, para el aval de documentos científicos.

1^{er} Curso Online de Actualización en Braquiterapia para Iberoamérica

La SEFM organiza la primera edición de este curso online dirigido a profesionales que desarrollan su labor en el continente latinoamericano y que quieran actualizarse en braquiterapia o iniciarse en ella, donde se hará una revisión exhaustiva del estado actual de esta técnica de tratamiento, desde la calibración de fuentes hasta la dosimetría in vivo.

Las plazas de participación a este curso se han completado antes de haber finalizado el periodo de inscripción, lo que indica que esta iniciativa ha tenido muy buena acogida entre nuestros compañeros latinoamericanos. Una vez finalizado el curso, la JD y el profesorado del curso valorarán la posibilidad de hacer una edición para profesionales españoles.

Curso “Fundamentos de Física Médica”

El curso de Fundamentos de Física Médica que organiza la SEFM todos los años para los titulados en formación en la especialidad sanitaria de Radiofísica Hospitalaria, ha sufrido un retraso para su edición de 2018 por causas ajenas a la SEFM. Este año se cambia el formato tradicional de curso presencial de 4 semanas de duración a un formato semi-presencial, con 12 créditos ECTS. Constará de una parte *on-line*, a realizar por los inscritos de manera previa y posterior a la fase presencial (de 3 semanas de duración) que se celebrará en la sede Antonio Machado que tiene la UNIA en Baeza como hasta ahora. Se trata de armonizar el aprendizaje con el desarrollo de las nuevas tecnologías introduciendo métodos de aprendizaje virtual.

El nuevo director de los cursos es D. Damián Guirado Llorente, del Hospital Universitario San Cecilio de Granada que sustituye a D^a. Teresa Eudaldo en esta nueva etapa. Desde la JD deseamos transmitirle a la Dra. Eudaldo toda nuestra gratitud por el esfuerzo y dedicación que ha supuesto durante todos estos años la organización y evaluación de contenidos del curso, así como desearle a su nuevo director toda la suerte en el desarrollo de las labores que conlleva.

La principal novedad es sin duda la aparición de una fase no presencial y una segunda fase presencial, que estarán organizadas de la siguiente forma:

- **Fase no presencial.** Para cada uno de los módulos se incluirán en esta parte los aspectos más básicos para que pueda emplearse mejor el tiempo disponible en la parte presencial. Esta fase contendrá una autoevaluación en forma de cuestionario, requisito para acometer la fase presencial.
- **Fase presencial.** La parte presencial de los diferentes módulos se desarrollará de modo semejante al que se ha empleado hasta ahora, aunque la parte de materia que ha sido estudiada por los alumnos en la fase no presencial debe permitir, por una parte, abordar la materia restante de un modo más directo y, por otra, potenciar la existencia de algunas lecciones o seminarios con orientación más práctica y el uso de más recursos en el aula (vídeos, documentos gráficos) que optimicen el trabajo del profesor y la

respuesta de los alumnos, con una participación más activa. Esta fase presencial se celebra, en esta primera edición y de forma excepcional, en el mes de junio de 2018. Para ediciones posteriores de los cursos, se retomará para la fase presencial las fechas del mes de febrero como hasta ahora.

Tras la fase presencial, los alumnos dispondrán de un tiempo limitado para la realización de un cuestionario o un ejercicio práctico que, además de suponer su evaluación, permita afianzar aquellos conocimientos que se consideren más importantes en cada módulo.

Asistencia al Congreso de la RSNA 2018

Desde la JD de la SEFM deseamos volver a recordar que se ofrece una plaza para asistir al Congreso de la RSNA 2018 de Chicago entre los socios que envíen un artículo científico dentro del ámbito del Diagnóstico por la Imagen y sea publicado, o aceptado para publicación, en la Revista de Física Médica durante el año 2018.

La JD estimará oportuno conceder esta plaza, a propuesta del Comité de Redacción de la revista, para el mejor de los trabajos que sean aceptados para su publicación antes del 30 de septiembre de 2018. En caso de que no se reciba ningún trabajo, o no cumplan con las exigencias para su aceptación, la JD se reserva el derecho de asignación de esa plaza.

Comisiones de la SEFM

Se incorpora a la Comisión de Docencia en calidad de representante de tutores de residentes D. Breixo Carmelo Portas, en sustitución de D. Santiago Miquélez Alonso, a quien agradecemos toda la labor realizada durante este tiempo, y deseamos a la nueva incorporación que tenga un buen desarrollo al frente de sus funciones.

Foro Conjunto CSN, SEFM y SEPR

Se incorporan D^a. Paula García Castañón y D^a. Carmen Escalada Pastor, en representación de la SEFM en este foro, para la revisión del documento del Grupo de Trabajo sobre “Protección Radiológica a trabajadoras gestantes”.

Altas, bajas y jubilaciones de socios

Durante el primer trimestre del año se han recibido a la secretaría de la SEFM las siguientes solicitudes: seis altas, correspondientes principalmente a la categoría de socio joven, una baja y dos jubilaciones que pasan a ser socios eméritos.

Relaciones Internacionales

EFOMP

Desde el comienzo de este año, D^a. Yolanda Prezado es la nueva *Vice-Chair* del Comité Científico y D. Oscar Casares el nuevo *Vice-Chair* del Comité de Asuntos Europeos de la EFOMP. Estos dos socios se unen a D. Pedro Galán Montenegro, en calidad de Presidente de la EBAMP, como representantes en puestos de gestión de la EFOMP a nivel europeo.

Los delegados de la SEFM en la EFOMP, D. Eduardo Pardo, D. Josep Puxeu y D. Miguel Ángel de la Casa, han revisado y enviado comentarios al borrador del documento de EFOMP titulado: *Policy Statement XX: The role and competences of Medical Physicists and Medical Physics Experts under 2013/59/EURATOM* que será publicado próximamente por la EFOMP.

Entre los días 23 y 25 de agosto se celebra en Copenhague, el próximo Congreso Europeo de Física Médica (ECMP), en el cual se convoca la reunión anual de representantes de las diferentes Sociedades que forman parte de la EFOMP para abordar los temas relacionados con el futuro de nuestra profesión. Este año acudirá D. Eduardo Pardo en representación de la SEFM.

Coincidiendo con el ECMP se establece la segunda convocatoria para obtener el Diploma Europeo de Física Médica (EDMP) y el Certificado de Experto en Física Médica (EACMPE). En la web de la EFOMP se encuentra toda la información para inscribirse, así como ejemplos de exámenes para cada una de las especialidades.

ESTRO

El día 20 de abril se celebra la reunión de Sociedades Nacionales como parte de los contenidos del Congreso ESTRO37 de Barcelona, a la cual asistirán los delegados de la SEFM en la ESTRO, D. Antonio López Medina y D. Juan López Tarjuelo, para debatir sobre diferentes temas como el estado de implantación del Proyecto HERO, para el cual han facilitado los datos solicitados para introducirlos en el modelo, o la necesidad de contar con más profesorado español en los cursos internacionales de la ESTRO.

Así mismo, entre los delegados de la SEFM y la Comisión de Docencia se ha facilitado que este año 2018 se realicen tres cursos de la ESTRO en España (Barcelona, Madrid y Valencia), además de seguir trabajando en la propuesta de cursos para el próximo año. Desde la JD os animamos a hacer vuestras sugerencias a través del Foro de la SEFM.

IOMP

International Union for Physical and Engineering Sciences in Medicine (IUPESM) ha concedido el **Premio del Mérito en Física Médica** al Profesor D. Eliseo Vañó, el cual se entregará en el Congreso Mundial de Física Médica e Ingeniería Biomédica a celebrar en Praga del 3 al 8 de junio de 2018. Próximamente, se publicará una breve biografía del Profesor Vañó en la revista *Medical Physics World*.

SAFIM

El día 6 de marzo se ha firmado un acuerdo de colaboración entre la Sociedad Argentina de Física Médica (SAFIM) y la SEFM. El objetivo de este acuerdo es promover la cooperación entre ambas Sociedades, tanto en la organización de actividades conjuntas, como en proyectos de investigación o asesoramiento en el ámbito de la Física Médica.

ALFIM

Desde la Asociación Latinoamericana de Físicos Médicos (ALFIM) han comunicado que Chile ha sido elegido como sede para la Conferencia Internacional ICMP 2019, dentro de la cual se desarrollará un curso pre-congreso con la AAPM sobre el TG100 y campos pequeños, además de otro con la IAEA. Esta conferen-

cia sería una gran oportunidad para que la SEFM acompañara a la Sociedad Chilena en este reto, preparando algún curso pre-congreso o dentro de la Conferencia para poder fomentar la participación de nuestros socios de diversas formas.

Web de la SEFM

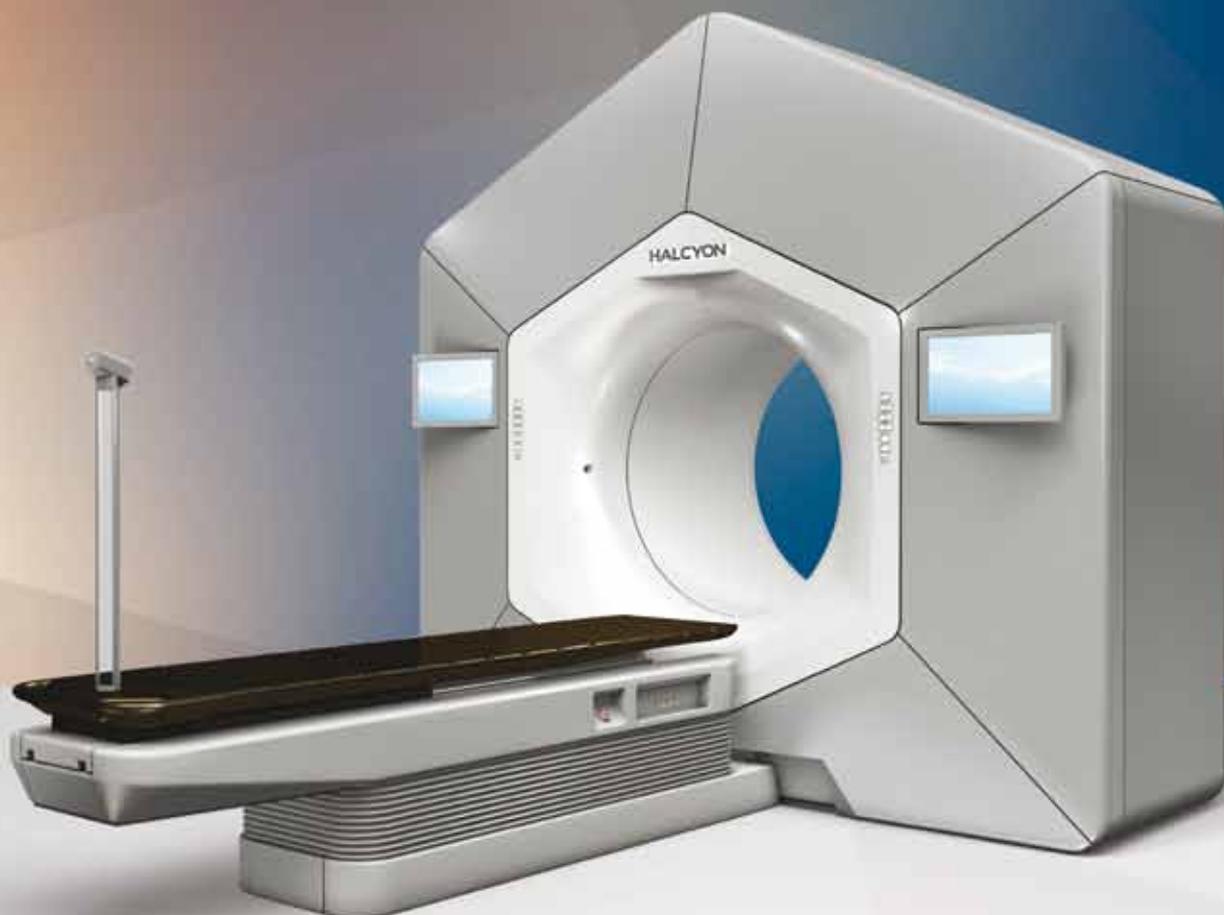
El día 22 de marzo se ha desarrollado una reunión entre la JD y la secretaría técnica, *C&Events*, con propuestas de mejora de acceso a los contenidos de la web de la SEFM, dado que la visualización de determinados documentos en la zona de acceso a socios presenta serios problemas y la información disponible debe ser más fácilmente localizable.

Foro de la SEFM

Desde la Sociedad deseamos invitar a todos los socios a que participen activamente exponiendo sus comentarios, impresiones o consultas en relación a los diferentes temas que pueden ser abordados desde el Foro de la SEFM, para lo cual deberán acceder a la zona de socios y registrarse con sus credenciales.

Entre los temas abordados en el foro, se están debatiendo diversos asuntos, como: Alegaciones a los borradores de *Reales Decretos sobre Justificación y Optimización de Exploraciones Médicas y Reglamento Sanitario para la Protección contra las Radiaciones Ionizantes*, la relación profesional entre radiofísicos y pacientes, altas radiológicas para tratamientos de tiroides, además del acceso al catálogo de revistas concertado a través la SEFM.

HALCYON LO CAMBIA TODO



Varian está transformando la radioterapia desde todas las perspectivas. Con el sistema Halcyon, hemos diseñado una plataforma de tratamiento que combina: un alto nivel de atención al paciente, excelencia operacional y un diseño centrado en las personas, en un dispositivo compacto y a la vez muy potente. Esto supone, que es un sistema cómodo para los pacientes, intuitivo para los profesionales y transformador para las clínicas.

Más información: Varian.com/Halcyon

Información de seguridad: La radiación puede causar efectos secundarios y puede no ser apropiada para todos los tipos de cáncer.

© 2017 Varian Medical Systems, Inc y Varian Medical Systems son marcas registradas. Halcyon es una marca registrada de Varian Medical Systems, Inc.

varian



Sociedad Española de Física Médica

Sociedad Española de Física Médica (SEFM)

BOLETÍN DE AFILIACIÓN

- NUEVA AFILIACIÓN (Ruego adjunten una fotocopia del Título)
 ACTUALIZACIÓN DE DATOS

APELLIDOS	
NOMBRE	FECHA DE NACIMIENTO
NIF Nº	TÍTULO ACADÉMICO

DOMICILIO PARTICULAR			
CALLE/PLAZA/AV		Nº	PISO
CÓD.POSTAL	POBLACIÓN	PROVINCIA	
TELÉFONO PARTICULAR		FAX	

CENTRO DE TRABAJO			
CENTRO			
SERVICIO/DPTO			
CALLE/PLAZA/AV			
CÓD.POSTAL	POBLACIÓN	PROVINCIA	
TELÉFONO	EXTENSIÓN	FAX	
E-MAIL			
CATEGORIA PROFESIONAL			
<input type="checkbox"/> RESIDENTE	Año de Residencia		

ENVIAR CORRESPONDENCIA

DOMICILIO PARTICULAR

TRABAJO

SOCIOS QUE AVALAN SU CANDIDATURA (Más de 5 años de antigüedad en la SEFM):

D/DÑA		FIRMA	
-------	--	-------	--

D/DÑA		FIRMA	
-------	--	-------	--

DOMICILIACIÓN BANCARIA			
IMPORTE ANUAL GENERAL:	60 EUROS		
IMPORTE ANUAL RESIDENTES:	30 EUROS (Presentar justificante residencia)		
AUTORIZO EL CARGO DE LOS RECIBOS QUE PRESENTE LA SEFM			
CÓDIGO ENTIDAD		CODIGO OFICINA	
DIGITO DE CONTROL		Nº DE CUENTA	

Secretaría Técnica SEFM
Plaza Alqueria de la Culla, 4. Oficina 804
46910 Alfafar (Valencia)
Tel. 960 11 06 54
e-mail: secretaria@sefm.es

FIRMADO:

Información para los autores

Objetivos de la *Revista de Física Médica*

La *Revista de Física Médica* (Rev Fis Med) es el medio de difusión científica oficial de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM). Sus objetivos son dar a conocer trabajos científicos originales en español, servir de instrumento de opinión y debate y facilitar la educación continuada para todos los interesados en la Física Médica.

Para cumplir sus objetivos, la *Revista de Física Médica* publica artículos de carácter teórico, experimental y docente relacionados con la Física en las Ciencias de la Salud dentro de alguna de las categorías que se describen en las siguientes normas de publicación. La *Revista de Física Médica* también incluirá otras secciones para dar cabida a opiniones, debates y noticias de interés generadas dentro de la SEFM.

Normas generales de presentación de los originales

Los autores deberán incluir los originales enviados para su publicación bajo la forma de alguna de las siguientes categorías: (1) *Artículo de revisión*, (2) *Artículo científico*, (3) *Revisión técnica*, (4) *Comentario* y (5) *Cartas al Director*. El editor asociado podrá recomendar a los autores la conveniencia de adaptar su trabajo a una categoría diferente de la presentada, a instancias del Comité de Redacción o como consecuencia del proceso de revisión.

- (1) El *Artículo de revisión* es un estudio sobre un tema de interés general y de actualidad en el campo de la Física Médica. En general se hará por invitación directa del Comité de Redacción, aunque también se aceptarán aportaciones no invitadas. Los diferentes Grupos de Trabajo de la SEFM podrán enviar sus informes y conclusiones a esta sección. El proceso de revisión de los originales se realizará directamente por el Comité de Redacción de la *Revista de Física Médica*. Sin extensión y estructura fija, podrá contener texto, gráficas, tablas y bibliografía.
- (2) El *Artículo científico* supone la presentación de una investigación experimental, teórica o metodológica original. Se estructura bajo los siguientes epígrafes: *título* (en español e inglés), *autores*, *palabras clave* (en español e inglés), *resumen* (en español e inglés), *introducción*, *material y métodos*, *resultados*, *discusión*, *conclusiones* y *bibliografía*. Los trabajos presentados en esta sección serán sometidos a un proceso de revisión por un miembro del Comité de Redacción (*editor asociado*) y por al menos dos personas independientes, expertas en la materia, designadas por el Comité de Redacción.
- (3) La *Revisión técnica* es en general un informe extenso de una serie de medidas, en forma de tablas o gráficas, acompañadas de texto, que describe las condiciones y metodología de la medición. Estará sometida al mismo proceso de revisión que los artículos científicos y no tendrá extensión fija.
- (4) El *Comentario* es un trabajo que no puede encuadrarse en ninguno de los tipos anteriores, pero que trata sobre algún aspecto relevante en el área de Física Médica. En particular, se incluirán dentro de esta categoría los artículos de opinión y las reflexiones acerca de un tema de interés. El proceso de revisión de los originales se realizará directamente por el Comité de Redacción de la *Revista de Física Médica*. Los comentarios no tendrán una extensión y estructura fijas.
- (5) Las *Cartas al Director* incluirán título, autor y texto y no podrán sobrepasar las 750 palabras. El Comité de Redacción de la *Revista de Física Médica* tomará la decisión sobre su publicación completa o abreviada.

El autor que presente un trabajo para su publicación (en adelante, *autor responsable*) ha de tener la representatividad otorgada por el resto de los firmantes, certificando la autoría y participación de los otros autores. Véase al respecto la sección Autoría. A él se dirigirá la *Revista de Física Médica* de forma oficial en cualquiera de las fases del proceso de publicación.

Los trabajos se presentarán en lengua española. Se aceptarán las peculiaridades del español provenientes de cualquier país de habla hispana. Se insta a los autores a revisar cuidadosamente las estructuras gramaticales y la terminología utilizada, evitando términos confusos o no habituales para la mayoría de los lectores. Un artículo que no cumpla estos requisitos podrá ser devuelto a los autores sin iniciar el proceso de revisión científica.

Los artículos enviados a la *Revista de Física Médica* no podrán haber sido publicados o estar en fase de publicación en otras revistas o medios electrónicos (véase la excepción en Posibilidad de una publicación no original). El autor responsable deberá elaborar una carta de presentación con dicha declaración. En dicha carta se incluirán su dirección completa, correo electrónico y teléfono, así como el resto de información relevante, junto con el título del trabajo y la categoría a la que corresponde el original.

En los trabajos de las categorías (2) y (3), en el título, resumen o cuerpo del trabajo no podrá aparecer ninguna indicación que permita identificar al autor o autores o su adscripción a un grupo de investigación o centro específico.

Presentación y preparación de originales

Los originales de los trabajos sometidos a publicación y la carta de presentación se enviarán en soporte informático a la dirección electrónica revistafisicamedica@crein.com, indicando el programa informático utilizado.

Las hojas se numerarán correlativamente y se indicarán los números de línea en todas ellas para facilitar la tarea de revisión de los originales. Las ilustraciones y tablas se aportarán en hojas aparte del cuerpo principal del trabajo precedidas por una lista de pies de figura y tablas.

Los autores presentarán especial atención a las siguientes normas de edición:

- (1) Abreviaturas, símbolos, unidades, etc. Como abreviaturas se utilizarán las reconocidas nacional o internacionalmente con carácter general, y se evitará su uso en el título y en el resumen. Las abreviaturas no habituales o específicas de un campo se explicarán la primera vez que se introduzcan en el texto. La abreviatura irá precedida del término completo al que corresponde. Se utilizará en lo posible el Sistema Internacional de Unidades y sus nombres en español.

- (2) Expresiones matemáticas.
- Se numerarán de forma correlativa según su orden de aparición en el texto siguiendo el formato (1), (2), etc. Se citarán del mismo modo.
 - Si los autores usan un procesador de textos que tenga editor de ecuaciones se recomienda utilizarlo.
- (3) Ilustraciones (gráficas y fotografías).
- Se numerarán de forma correlativa según su orden de aparición en el texto siguiendo el formato fig.1, fig.2, etc. Se citarán del mismo modo.
 - Los pies de las ilustraciones se presentarán en hoja aparte.
 - Se adjuntará un fichero individual para cada ilustración en formato JPG, JPEG, TIFF, PS u otros formatos de imagen con calidad suficiente.
 - Todos los textos y etiquetas incluidos en las ilustraciones se presentarán en español.
 - En el caso de que alguna ilustración proceda de otra publicación el autor responsable deberá disponer de la correspondiente autorización, que se acompañará junto con la misma. En el pie de la ilustración se mencionará la fuente y el permiso.
- (4) Palabras clave. En los trabajos remitidos dentro de las categorías (1), (2) y (3) se incluirá una relación de 4 ó 5 palabras clave representativas del trabajo, en español y en inglés.
- (5) Referencias bibliográficas.
- Se numerarán de forma correlativa según su orden de aparición en el texto siguiendo el formato ^{1,2, 3-6} etc.
 - En el texto constará siempre la numeración de la cita, vaya o no acompañada del nombre de los autores; cuando se mencionen éstos, si se trata de un trabajo realizado por dos, se mencionarán ambos, y si se trata de más de dos se citará el primero seguido de la expresión “et al.” o “y cols.”
 - Las abreviaturas de las revistas que se citen serán las oficialmente reconocidas en los índices nacionales o internacionales.
 - Los autores son los responsables de la exactitud de las citas. Se ruega ser especialmente cuidadoso en este aspecto. El autor deberá comprobar las referencias cotejándolas con los documentos originales.
 - Las referencias deben ser accesibles en la literatura científica. Las citas de tipo comunicaciones privadas, información comercial, manuales o textos sin ISBN y direcciones de Internet se incluirán como notas a pie de página.
 - Las referencias bibliográficas se listarán en la sección *bibliografía* al final del texto según las normas de Vancouver. Ejemplos:

Revistas

- Pérez L, Martínez A, Sánchez JL. Una nueva metodología para el control de calidad de fósforos fotoestimulables. *Rev Fis Med* 2005;2:127-35.
- Pérez L, Martínez A, Sánchez JL. Una nueva metodología para el control de calidad de fósforos fotoestimulables. Parte II. *Rev Fis Med* (en prensa).
(más de 6 autores)
- Parkin DM, Clayton D, Black RJ, Masuyer E, Friedl HP, Ivanov E, et al. Childhood leukaemia in Europe after Chernobyl: 5 year follow-up. *Br J Cancer* 1996;73:1006-12.

Libros

- Ringsven MK, Bond D. *Gerontology and leadership skills for nurses*. 20 ed. Albany (NY): Delmar Publishers;1996.

Capítulos de libros

- Phillips SJ, Whisnant JP. Hypertensión and stroke. In: Laragh JH, Brenner BM, editores. *Hypertensión: pathophysiology, diagnosis and management*. 20 ed. Nueva York: Raven Press;1995. p. 465-78.

Ponencia en conferencia

- Bengtsson S, Solheim BG. Enforcement of data protection, privacy and security in medical informatics. En: Lun KC, Degoulet P, Piemme TE, Rienhoff O, editors. *MEDINFO 92. Proceedings of the 7th World Congress on Medical Informatics*; 1992 Sep 6-10; Ginebra, Suiza. Amsterdam: North-Holland; 1992. p. 1561-5.
- (6) Traducción al inglés: Con el fin de alcanzar una mayor difusión de los artículos publicados por la *Revista de Física Médica*, se ofrece a los autores la posibilidad de editar una versión en inglés de su trabajo en la página web de la Revista. La traducción será realizada en todo caso por los propios autores, aunque la *Revista de Física Médica* asumirá el proceso de edición final de acuerdo con los criterios establecidos por el Comité de Redacción.
- (7) Resumen.
- En las categorías (1), (2) y (3) se incluirá un resumen en español y otro en inglés, que para las categorías (1) y (2) no excederán de 200 palabras. Para la categoría (3) el número de palabras se limita a 100.
- (8) Tablas.
- Se numerarán de forma correlativa según su orden de aparición en el texto siguiendo el formato tabla 1, tabla 2, etc. Se citarán del mismo modo.
 - En lo posible se evitarán tablas de tamaño excesivo.
 - En general, las tablas deberían poder interpretarse sin necesidad de acudir a explicaciones en el cuerpo del texto; por ello, en el caso en que sea necesario, deben utilizarse notas al pie de las tablas para que su comprensión sea completa.
 - La nueva ortografía de la lengua española indica (pag. 666): “...Con el fin de promover un proceso tendente a la unificación, se recomienda el uso del punto como signo separador de los decimales”. Esta afirmación se hace tras indicar que hay países de habla española que emplean el punto y otros la coma. Se trata, por tanto, de una recomendación; al igual que lo era antes el uso de la coma. Nos atenemos, por consiguiente, a ella.

Autoría

A la hora de determinar la autoría de un trabajo, el autor responsable y el resto de autores deben garantizar que cualquier individuo o grupo que haya realizado una contribución significativa al trabajo tenga la oportunidad de aparecer en la relación de autores. De acuerdo con los requisitos de uniformidad publicados por el Comité Internacional de Editores de Revistas Médicas (ICMJE), el reconocimiento de la autoría debe basarse en: (1) las aportaciones importantes a la idea y el diseño del estudio, a la recogida de datos o a su análisis e interpretación; (2) la redacción del borrador del artículo o la revisión crítica de su contenido intelectual, y (3) la aprobación final de la versión que va a publicarse. Los autores deben cumplir estas tres condiciones. La recaudación de fondos, la recogida de datos o la supervisión general del grupo de investigación no justifican por sí solas la autoría.

La participación de los autores en el trabajo debe ser suficiente como para aceptar públicamente la responsabilidad de la parte a su cargo del contenido. El orden de los autores en la publicación debería ser una decisión compartida de los coautores, que deben ser capaces de explicar el orden en el que aparecen sus nombres.

Siguiendo de nuevo al ICMJE, todos los colaboradores que no cumplen los criterios de autoría o hayan realizado contribuciones menores deben aparecer en la sección de agradecimientos, pero no ser citados como autores. Las ayudas económicas y materiales deben aparecer en los agradecimientos.

Posibilidad de una publicación no original

Una segunda publicación en español, especialmente si la primera procede de una realizada en revistas de alto índice de impacto en otra lengua, está justificada y puede ser beneficiosa siempre y cuando cumpla las siguientes condiciones:

- (1) Los autores cuentan con el consentimiento de los directores de ambas revistas; el director de la *Revista de Física Médica* debe tener una fotocopia, reimpresión o ejemplar de la primera publicación.
- (2) La prioridad de la primera publicación se respetará con un intervalo de al menos una semana entre ambas publicaciones (a menos que sea negociado de otra manera por parte de ambos directores).
- (3) La segunda publicación puede ser una versión abreviada de la primera. Esto está motivado por el hecho de que una segunda publicación está destinada en general a un grupo distinto de lectores pero, cabe pensar, con posible acceso a la primera.
- (4) La segunda versión reflejará fielmente la información e interpretaciones de la primera.
- (5) En la segunda versión, mediante una nota a pie de página, se informará a los lectores, investigadores y centros de documentación, de que el artículo ya ha sido publicado en parte o en su totalidad y se hará constar la referencia de la primera publicación. Para que sea adecuada, la nota a pie de página debería decir lo siguiente: "Este artículo está basado en un estudio publicado por primera vez en la revista [título de la revista y referencia completa]".

Ética

Cuando se trate de experimentos con seres humanos, hay que indicar si los procedimientos empleados han respetado o no los criterios éticos del comité responsable de experimentación humana (local o institucional) y la Declaración de Helsinki de 1975, enmendada en el año 2000. No se incluirán los nombres de los pacientes, ni sus iniciales, ni los números que les hayan sido asignados en los hospitales, especialmente si se trata de material ilustrativo. En todo caso se respetará el derecho de los pacientes al consentimiento informado. Cuando se trate de experimentos con animales o tejidos de animales, se indicará si se siguieron o no las recomendaciones de alguna institución para el cuidado y utilización de los animales de laboratorio o alguna ley nacional o autonómica sobre el mismo tema.

En todo lo no regulado en las presentes normas, y en caso de conflicto ético, se seguirá el código deontológico de la Sociedad Española de Física Médica.

Proceso de publicación

- (1) Una vez recibidos los originales en versión electrónica según las especificaciones anteriores, la Secretaría Técnica de la Revista acusará recibo de su recepción al autor responsable del trabajo, e iniciará el trámite para que el Comité de Redacción designe al editor asociado y, cuando proceda, al revisor o revisores científicos.
- (2) En un plazo próximo a un mes, el autor responsable recibirá un escrito del Comité de Redacción en el que se fundamentará la aceptación, la aceptación con cambios menores, la modificación con cambios mayores o, en su defecto, el rechazo del trabajo. En los casos en que proceda, los autores recibirán los comentarios generales y específicos de los revisores científicos.
- (3) Es importante que los autores respondan de forma detallada a cada uno de los comentarios específicos de los revisores y remitan, si así lo desean, una nueva versión del trabajo con la mayor brevedad posible, en el caso de aceptación con cambios menores. Si los autores han recibido una respuesta de aceptación del trabajo con cambios mayores dispondrán de un plazo de 6 semanas a contar desde la fecha de recepción de los comentarios de los revisores. En caso de sobrepasar dicho plazo, se entenderá que los autores retiran el trabajo en su forma actual y, si se remitiera de nuevo, el Comité de Redacción de la Revista podrá considerar a todos los efectos que se trata de un nuevo trabajo.
- (4) Los trabajos aceptados quedan como propiedad permanente de la *Revista de Física Médica* y no podrán ser reproducidos total o parcialmente sin permiso expreso y por escrito del Director de la Revista. La cesión de los derechos de autor se considera implícita en la carta de presentación del original firmada por el autor responsable.
- (5) La *Revista de Física Médica* no se hace responsable de los contenidos científicos ni de las implicaciones legales de los artículos publicados.
- (6) El autor responsable recibirá por vía electrónica, cuando el artículo esté en prensa, las pruebas de imprenta para su aprobación o corrección. El autor deberá contestar por la misma vía electrónica en un plazo no superior a 72 horas indicando su conformidad o las modificaciones que procedan, entendiéndose que:
 - La responsabilidad de la detección de errores reside enteramente en los autores.
 - La calidad de las ilustraciones deberá ser aceptada por los autores.
 - En caso de hacer un número importante de cambios, el correspondiente coste será cargado a los autores.
 - Para evitar cambios de última hora, se insta a los autores a seguir cuidadosamente las normas de edición de la *Revista de Física Médica* desde las fases iniciales de redacción.
- (7) Se ofrece a los autores la posibilidad de incluir elementos multimedia para enriquecer la versión de su trabajo publicada en la página web de la *Revista de Física Médica*. Este particular debe comunicarse al editor asociado. La decisión sobre los contenidos multimedia y la forma en que aparezcan será tomada por el Comité de Redacción.

Los contenidos de esta colección, surgen a partir de los textos del curso “FUNDAMENTOS DE FÍSICA MÉDICA”, organizado por la SEFM (Sociedad Española de Física Médica) y la UNIA (Universidad Internacional de Andalucía).

Desde el año 2004, en los meses de enero y febrero y celebrado en el magnífico recinto de la sede Antonio Machado de la UNIA, en Baeza (Jaén), el curso ha pretendido ofrecer una formación básica que cubre en gran medida los conocimientos teóricos que figuran en el programa de la especialidad de Radiofísica Hospitalaria (RFH), así como introducir a otros titulados superiores en el campo de la Física Médica.

En consecuencia, estos textos van dirigidos a especialistas en formación en la especialidad de RFH, (fundamentalmente los residentes de primero y segundo año de la especialidad), así como a titulados superiores que quieran adquirir o mejorar sus conocimientos en el área de la Física Médica.

Los objetivos del curso tal como fue concebido son:

- Cubrir gran parte del programa teórico de formación de la especialidad de RFH.
- Uniformizar los conocimientos teóricos de base para todos los especialistas en formación.
- Armonizar el léxico y la terminología en el ámbito de la Física Médica.

Por medio de esta colección, se pretende además, difundir el contenido de nuestros cursos entre todos los profesionales de la Física Médica de habla hispana que deseen acercarse a nuestros textos y tener a su disposición un libro de consulta en español.

Colección Fundamentos de Física Médica

Editor de la colección:
Antonio Brosed Serreta

Volumen 1

Medida de la radiación

Volumen 2

Radiodiagnóstico: bases físicas,
equipos y control de calidad

Volumen 3

Radioterapia externa I.
Bases físicas, equipos,
determinación de la dosis
absorbida y programa de
garantía de calidad

Volumen 4

Radioterapia externa II.
Dosimetría clínica, algoritmos de
cálculo, sistemas de planificación
y control de calidad

Volumen 5

Braquiterapia: bases físicas,
equipos y control de calidad

Volumen 6

Medicina nuclear: bases físicas,
equipos y control de calidad

Volumen 7

Protección radiológica hospitalaria

Volumen 8

Radiobiología y principios de
Oncología

Volumen 9

Radiaciones no ionizantes I.
Ultrasonidos. Bases físicas, equipos
y control de calidad

Volumen 10

Radiaciones no ionizantes II.
Resonancia magnética. Bases
físicas, equipos y control de
calidad

sefm



un
i Universidad
Internacional
de Andalucía
A

Entidades Asociadas

VARIAN MEDICAL SYSTEM

ELEKTA

SIEMENS

BRAINLAB

EMSOR

PHILIPS

TOSHIBA

RADIAPROT

AGFA HEALTHCARE

BIOTERRA

CARESTREAM

FUJIFILM

GENERAL ELECTRIC HEALTHCARE

PTW

TÉCNICAS RADIOFÍSICAS

ECKERT&ZIEGLER

TOSHIBA

Leading Innovation >>>

El futuro está tomando forma,
¡ y somos protagonistas !



Tórax PA

Toshiba atesora una dilatada historia de desarrollos de vanguardia que, de acuerdo con nuestro compromiso "Made for Life", pone siempre al paciente en el centro de todas nuestras innovaciones tecnológicas.

Así nace Radrex-i, un avanzado sistema de radiología digital diseñado para aunar una mejora significativa de la productividad con un mayor cuidado del paciente.

Además, la disponibilidad de múltiples configuraciones permite dar solución eficaz a las necesidades del entorno clínico más diversas.

Toshiba: Definiendo el futuro en imagen diagnóstica



ULTRASOUND CT MRI X-RAY SERVICES



www.toshiba-medical-spain.es

Índice

Editorial	9
Artículo científico	
Hipertermia oncológica profunda conformada provocada por campos electromagnéticos no ionizantes <i>Félix Navarro Guirado, Jorge Contreras Martínez, Álvaro Flores Sánchez</i>	11
Robustez radiobiológica y su influencia en la verificación pretratamiento de planes de IMRT <i>Alejandro Barranco López, Aznar León Palacios, Alejandro García Romero</i>	45
Radiación en Medicina: Aplicación para dispositivos Android <i>Zulima Aza Villarrubia, Carlos Ferrer Gracia, Rodrigo Plaza Núñez, Concepción Huertas Martínez, Rafael Plaza Aparicio, Antonio Serrada Hierro, Daniel Faro García</i>	55
Registro espacial de ventana múltiple en gammacámaras empleando un maniquí de linealidad espacial <i>Alejandro Prado Barragán, Francisco Rafael Lozano Martínez, Mario Leonor Yuste, Luis Carlos Martínez Gómez, María José Rot San Juan, Rosa Gilarranz Moreno</i>	60
Revisión de artículos	67
Reseñas de tesis doctorales	75
Novedades bibliográficas	87
Buzón de la SEFM	91
La Junta Directiva informa	97

