

ISSN 1576-6632

revista de

FÍSICA MÉDICA

num.
1

vol.
21

año
2020

publicación oficial de la sefm
bajo el auspicio de la efomp



**Sociedad Española
de Física Médica**



Aproveche toda su capacidad para administrar tratamientos de SRS de alta precisión

La tecnología de radioterapia de alta definición HyperArc™ se ha diseñado para simplificar los tratamientos más complejos, como los tratamientos de SRS no coplanares. Utiliza funciones de última generación que le permitirán tratar varias metástasis simultáneamente, así como mejorar su capacidad para tratar a más pacientes, reducir la duración de los tratamientos, aumentar el rendimiento y maximizar la eficacia.

Más información: [Varian.com/HyperArc](https://www.varian.com/HyperArc)

Información de seguridad: La radiación puede provocar efectos secundarios y no ser adecuada para todos los tipos de cáncer.

© 2018 Varian Medical Systems, Inc. Varian y Varian Medical Systems son marcas comerciales registradas e HyperArc es una marca comercial de Varian Medical Systems, Inc.

varian



www.revistadefisicamedica.es

Director

José Antonio Terrón León
Hospital Universitario Virgen de la Macarena. Sevilla

Editora

Ruth Rodríguez Romero
Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda

Editores asociados

Julio Almansa López
Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada

Diego García Pinto
Universidad Complutense de Madrid. Madrid

Luis Isaac Ramos
Clínica Universitaria de Navarra. Pamplona

María Asunción Ruíz López
Hospital Universitario Virgen de la Victoria. Málaga

Francisco Clemente Gutierrez
Hospital Central de la Defensa Dr. Gómez Ulla. Madrid

Julia Garayoa Roca
Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz. Madrid

Jesús Cortés Rodicio
Hospital Universitario de Álava. Vitoria

Rodolfo Alfonso Laguardia
Universidad de La Habana-InSTEC. Ciudad de La Habana

Vocal de la SEFM

Daniel Zucca Aparicio
Clínica Universidad de Navarra. Madrid

Comisión científica

Facundo Ballester Pallarés
*Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear.
Universitat de València*

Edita:



www.auladoc.com

Periodicidad de publicación: Semestral (mayo y noviembre)

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

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

Copyright de los textos originales 2019. 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 Alquería de la Culla, 4. Oficina 804
46910 Alfafar (Valencia)
Tel. 960 11 06 54
e-mail: secretaria@sefm.es



Junta Directiva de la SEFM

Presidente

Damián Guirado Llorente

Vicepresidenta

Mercè Beltrán Vilagrasa

Secretaria

Naiara Fuentemilla Urío

Tesorera

Teresa García Martínez

Vocales

Daniel Zucca Aparicio

Manuel Vilches Pacheco

Ana María Tornero López

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
Antonio Otal Palacín
Eduardo Pardo Pérez
Breixo Carmelo Portas Ferradás

Representantes

Miembros de IOMP

Damián Guirado Llorente, *Hospital Universitario Clínico San Cecilio. Granada*
Mercè Beltrán Vilagrasa, *Hospital Universitari Vall d'Hebron. Barcelona*
Ana María Tornero López, *Hospital Universitario Dr. Negrín, Las Palmas de Gran Canaria*

Delegado de EFOMP

Antonio López Medina, *Hospital do Meixoeiro. Vigo*

Miembros de IHE

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

Representante en ESTRO

Sergio Lozares Cordero, *Hospital Universitario Miguel Servet. Zaragoza*

Suplente

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

Representante en el Colegio Oficial de Físicos

María Luisa Chapel Gómez, *Hospital Universitario de Toledo*



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. Radioterapia adaptativa

Coordinador	Rafael García Mollá <i>Hospital General Universitario de Valencia</i>
Miembros del grupo	Françoise Lliso, <i>Hospital Universitari i Politècnic La Fe. Valencia</i> Jorge Bonaque, <i>Consortio Hospitalario Provincial de Castellón</i> María Carrasco, <i>Hospital Universitario Virgen del Rocío. Sevilla</i> Patricia Sánchez Rubio, <i>Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda</i>

2. Radioterapia guiada por superficie

Coordinador	Benigno Barbés Fernández <i>Clínica Universidad de Navarra. Pamplona</i>
Miembros del grupo	Iago González Vecín, <i>Hospital Universitario Dr. Negrín, Las Palmas de Gran Canaria</i> Miguel Ángel de la Casa de Julián, <i>Hospital Universitario HM Sanchinarro. Madrid</i> Olivia Jordi Ollero, <i>Institut Català d'Oncologia (ICO). Barcelona</i> Ruth Rodríguez Romero, <i>Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda</i> Víctor Díaz Pascual, <i>CIBIR-Complejo Hospitalario San Pedro de Logroño</i> Daniel Zucca Aparicio, <i>Clínica Universidad de Navarra. Madrid</i>

3. Infografías

Coordinador	Fernando Caudepón <i>Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona</i> Esther Angulo Paín <i>Hospital Universitario Puerta del Mar. Cádiz</i>
Miembros del grupo	Hugo Pérez García, <i>Hospital Universitario Quirón Salud. Madrid</i> Agustín Santos Serra, <i>Consortio Hospitalario Provincial de Castellón</i>

4. Evaluación y seguimiento del control de calidad en medicina nuclear (en colaboración con: SEPR, SEMNiM)

Coordinador	Carlos Montes Fuentes <i>Hospital Universitario de 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>

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

Coordinadora	Margarita Chevalier del Rio <i>Departamento de Radiología. Universidad Complutense de 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 de Toledo</i> Oliver Díaz Montesdeoca, <i>Departamento de Visión por Computador y Robótica. Universidad de 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>

6. 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, *Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid*
 Fernando Sierra Díaz, *Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid*
 José Luis Carrasco Rodríguez, *Hospital Universitario Virgen de la Victoria. Málaga*

7. Registro de dosis a pacientes en exploraciones radiológicas (en colaboración con: SEPR, SERAM)

Coordinadora Santiago Miquélez
Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona

Miembro (por parte de la SEFM) Julio Almansa López, *Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada*
 Luis Alejo Luque, *Hospital Universitario La Paz. Madrid*
 Miguel Ángel Peinado Montes, *Hospital Universitario Central de Asturias. Oviedo*

8. Interrupción de tratamientos (en colaboración con: SEOR)

Miembros (por parte de la SEFM) Gustavo Pozo, *Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid*
 José de la Vega, *Hospital Universitario Clínico San Cecilio. Granada*

9. Foro sanitario conjunto CSN - SEFM - SEPR)

Miembros (por parte de la SEFM) María Luisa Chapel Gómez, *Hospital Universitario de Toledo*
 Juan Castro Novais, *Hospital Universitario Quirón Salud. Madrid*
 Daniel Zucca Aparicio, *Clínica Universidad de Navarra. Madrid*



Índice

Editorial	9
Artículos científicos	
Tratamiento de radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) para lesiones múltiples bilaterales de pulmón: isocentro único o isocentros múltiples <i>Caroline Descamps, Egle Aon, Diego Franco, Gustavo Ferraris, Diego Fernandez, Edgar Falco, Edgardo Garrigo</i>	11
Propuesta de un nuevo ajuste para el cálculo del rendimiento y análisis de su influencia en la estimación de la dosis glandular <i>Noelia Solís Preciado, José Ángel Merino Gestoso, María Luisa Chapel Gómez, Diego Jiménez Vegas, Breixo Carmelo Portas Ferradás, Domingo Espinosa López, Abel Niebla Piñero</i>	19
Evaluación de la constancia de la energía empleando un sistema de imagen portal <i>Leticia Irazola Rosales, Álvaro Perales Molina, Borja Aguilar Redondo, Luis Ramos García, Benigno Barbés Fernández</i>	33
Informes	
Requisitos básicos para los sistemas de registro y gestión de dosis en pacientes sometidos a exploraciones de diagnóstico por imagen <i>Santiago Miquelez Alonso, Miguel Ángel Peinado Montes, José Miguel Fernandez Soto, José Manuel Ordiales Solís, Luis Alejo Luque, Julio Fco. Almansa López, Joan Font Gelabert</i>	41
Reseñas de tesis doctorales	55
Revisión de artículos	59

Colección FUNDAMENTOS DE FÍSICA MÉDICA

¡YA ESTÁ COMPLETA!

Objetivos de la colección:

01

Cubrir gran parte del programa teórico de formación de la especialidad, lide RFH.

02

Uniformizar los conocimientos teóricos de base para todos los especialistas en formación.

03

Armonizar el léxico y la terminología en el ámbito de la Física Médica.



En su conjunto, los diez libros 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.

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.

www.auladoc.com

Información y pedidos en:



+34 5428282



info@auladoc.com



Madrid

Editorial

En medio de esta situación anómala que todos estamos viviendo, una de las recomendaciones de los expertos para mantener nuestra mente en buena forma es el seguimiento de la rutina habitual, dentro de lo posible, o el establecimiento de una nueva. En línea con esta recomendación, hemos continuado trabajando para poder ofrecer este nuevo número de la Revista y respetar la periodicidad que establecimos el pasado año. Es de agradecer el esfuerzo y la colaboración de autores, revisores, miembros del Comité de Redacción y, particularmente la labor de nuestra editorial, que han logrado adaptarse a las circunstancias para, a pesar de lo especial de esta situación, alcanzar nuestro objetivo, que no es otro que llevar a los socios de la SEFM una pequeña actualización del conocimiento científico a partir de las aportaciones recibidas.

En otro orden de cosas, como bien sabéis, el pasado mes de Febrero se formalizó el relevo en la Junta Directiva de la SEFM. Desde el Comité de Redacción querríamos enviar un fuerte abrazo de despedida a los miembros salientes de la Junta y agradecerles su dedicación a toda la Sociedad y, en nuestro caso particular, a la revista con medidas que han favorecido su impulso. Al mismo tiempo quisiéramos dar una calurosa bienvenida a los nuevos miembros y agradecerles los primeros mensajes de apoyo y continuidad con el plan estratégico establecido. Con la colaboración de todos, esperamos que se alcancen los objetivos en él planteados.

Centrándonos ya en el contenido que traemos a nuestros lectores, este número asoma a la luz con tres trabajos. A ellos se une, además, el informe del grupo de trabajo de “Registro y Gestión de dosis en Procedimientos Radiológicos” (conjunto con la SEPR y la SERAM) y nuestras secciones habituales de revisión de artículos y reseñas de tesis.

La primera de las contribuciones nos llega desde Argentina y aborda una situación que clínicamente es común en el tratamiento de varias lesiones, ¿cuántos isocentros necesito? En este caso, para una técnica de SBRT en lesiones bilaterales pulmonares, los autores realizan una comparativa entre planes con diferente número de isocentros analizando no solo diferencias dosimétricas sino también, y no menos importante, las relacionadas con tiempo de tratamiento y comodidad para el paciente. Las conclusiones que presentan son interesantes y aplicables a otras técnicas y tratamientos.

El segundo trabajo se encuadra en el área de Radiodiagnóstico y, en particular, en su aplicación a mamografía. El ajuste de los parámetros de funcionamiento y su influencia en la dosis y la calidad de imagen es crítico en estos equipos. Los autores proponen una nueva función de ajuste para la obtención del kerma en aire en función del kilovoltaje y analizan su influencia en la determinación de la dosis glandular. El control y conocimiento de este último parámetro es importante ya que, en muchos casos, estos equipos son utilizados en programas de cribado. Un interesante trabajo y unas conclusiones que pueden ser de utilidad en nuestro trabajo diario en este campo.

La última aportación, sobre control de calidad en Radioterapia, nos ofrece una alternativa práctica para determinar uno de los parámetros que requieren verificación periódica, la constancia de la energía del haz. Los autores presentan el uso del sistema de imagen portal del propio equipo para esta evaluación y analizan los resultados obtenidos para confirmar la utilidad del método propuesto. En definitiva un trabajo eminentemente práctico que aborda problemas habituales en nuestro entorno y ofrece soluciones sencillas a los mismos.

En este número recogemos también, como ya se ha mencionado, el resultado final del grupo de trabajo de “Registro y Gestión de dosis en Procedimientos Radiológicos”. Este grupo, conjunto con SEPR y SERAM, tenía como objetivo definir las características de los sistemas de registro de indicadores dosimétricos y el papel que cada uno de los profesionales implicados ha de tener en su uso para la optimización. En este documento se da cumplimiento a estos objetivos, reuniéndose los requisitos básicos que han de cumplir estos sistemas y el papel que el radiofísico ha de jugar en este ámbito. Un documento que, en definitiva, todos debemos conocer ahora que se está extendiendo el uso de estos sistemas.

Finalmente, las secciones de revisión de artículos y reseñas de tesis, nos acercan, como hemos mencionado en muchas ocasiones, a los aspectos más relacionados con la investigación que, como

muestran las revisiones y resúmenes en ellas recogidas, sigue mostrando un nivel muy saludable dentro de la SEFM.

Para finalizar, no nos gustaría terminar sin unas líneas de recuerdo hacia las víctimas de esta pandemia y en especial a nuestro compañero Leopoldo Pérez González, Radiofísico en el Hospital de la Princesa y primer sanitario fallecido en la Comunidad de Madrid. Sus compañeros de Servicio compartieron una nota a través de la web de la SEFM y desde aquí nos unimos para transmitir nuestro pesar por su pérdida a sus familiares, compañeros y amigos. También compartimos un mensaje de ánimo y apoyo para todos los que seguís trabajando, en especial en el ámbito sanitario y esperamos que allá por el mes de Noviembre, cuando salga nuestro siguiente número, podamos transmitir mejores noticias porque todo haya vuelto a la normalidad.

Tratamiento de radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) para lesiones múltiples bilaterales de pulmón: isocentro único o isocentros múltiples

Stereotactic ablative radiotherapy treatment in multiple bilateral lung lesions: single-isocenter vs multiple-isocenter VMAT approach

Caroline Descamps, Egle Aon, Diego Franco, Gustavo Ferraris, Diego Fernandez, Edgar Falco, Edgardo Garrigo

Centro Médico Deán Funes, Córdoba, Argentina.

Fecha de Recepción: 18/06/2019 - Fecha de Aceptación: 28/11/2019

La radioterapia estereotáxica extracraneal (*Stereotactic Body Radiation Therapy*, SBRT) asociada a la arcoterapia volumétrica de intensidad modulada se utiliza desde 2008 para tratar lesiones pulmonares pequeñas.

En este trabajo, se compararon técnicas de planificación para el tratamiento simultáneo de lesiones pulmonares bilaterales utilizando uno o dos isocentros.

Se utilizaron para la técnica con isocentro único dos arcos coplanares y para la técnica multi-isocéntrica, cuatro semi-arcos coplanares para cada PTV (planificador Eclipse™). Los planes fueron normalizados para tener 95% del PTV cubierto por 100% de la dosis prescrita y se aplicaron las restricciones del TG101 a los órganos de riesgo (OARs). Para comparar las técnicas, se evaluaron índice de conformidad, IC para el 50% de la dosis prescrita, índice de homogeneidad, dosis máxima a 2cm del PTV y las dosis recibidas por los OARs (pulmones, médula, corazón, esófago, tráquea, piel y costillas).

No hubo diferencia significativa en los índices dosimétricos obtenidos y las dosis en los OARs se vieron levemente mejoradas utilizando 2 isocentros pero todos los planes respetaron los criterios de aceptación.

Las dos técnicas aparecen dosimétricamente aceptables y el uso de un único isocentro podría proponerse para lograr planes de calidad con tiempos de tratamiento más cortos en casos de lesiones pulmonares bilaterales.

Palabras clave: SBRT, VMAT, lesiones pulmonares bilaterales, isocentro único/dos isocentros.

Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) with volumetric-modulated arc-therapy is used since 2008 to treat limited lung disease.

In this study, we compared single-isocenter vs multiple-isocenter approach in case of synchronous bilateral lung lesions treatment.

Patients with bilateral lung disease were calculated in Eclipse™. For the first approach with one isocenter, two coplanar arcs were used. For the multiple-isocenter approach, four coplanar semi-arcs were used for each isocenter. All plans were normalized to at least 95% of the PTV receiving 100% of the prescribed dose and TG101's constraints for the organs at risk (OAR) were adopted. Conformity indices, global maximum doses, maximum doses to any point 2cm or greater away from the PTV in any direction and doses at OARs (lung, spinal cord, heart, esophagus, trachea, ribs and skin) were recorded.

No significant differences were observed in dosimetry indices and the OARs absolute doses were slightly better using two isocenters but OARs acceptance criteria was reached for all plans.

The results show that both approaches are dosimetrically allowable. The use of single-isocenter technique can be recommended to obtain excellent plan quality with faster treatment time (single set-up) in bilateral lung lesions SABR.

Key words: SBRT, VMAT, bilateral lung lesions, single-isocenter/multiple-isocenter.

*Correspondencia: cdescamps23@yahoo.fr

<https://doi.org/10.37004/sefm/2020.21.1.001>

1. Introducción

Las metástasis pulmonares definen la enfermedad oncológica en estadio avanzado, como resultado de diseminación hematogena del sitio primario tumoral. Representan un mal pronóstico para el paciente y una esperanza media de vida limitada. El tratamiento habitual es administrar quimioterapia sistémica y/o terapia molecular dirigida a pacientes que presentan metástasis a distancia, considerando a la mayoría de ellos portadores de una enfermedad incurable a pesar de la terapia instaurada.

Algunos pacientes tienen metástasis a distancia en pocos sitios. En 1995, Hellman y Weichselbaum^{1,2} propusieron un estado intermedio de metástasis denominado "oligometástasis", en el que el número y los sitios de los tumores metastásicos son limitados, generalmente hasta 5 lesiones. Aunque la extirpación quirúrgica se considera un tratamiento radical para pacientes con oligometástasis pulmonares, muchos son inoperables. La radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) aparece entonces como un tratamiento alternativo para la enfermedad oligometastásica³⁻⁵ y se utiliza ampliamente en todo el mundo.

Niibe y su equipo definen luego el concepto de oligo-recurrencia⁶ (pacientes con menos de 5 lesiones y con enfermedad controlada en el sitio primario del tumor) y recientemente, presentaron sus resultados con SBRT en pacientes con oligo-recurrencia, reportando índices favorables de sobrevida a largo plazo en pacientes con oligo-recurrencia pulmonar.⁷

La SBRT de pulmón, en caso de múltiples lesiones, presenta nuevos desafíos relacionados a los movimientos de las lesiones entre sí y con los órganos de riesgo adyacentes durante el ciclo de la respiración.

Uno de los parámetros de planificación es la elección de la cantidad de isocentros utilizados ya que el uso de múltiples isocentros conlleva a tratamientos más largos (set-up diferentes para cada isocentro) y por lo tanto a errores de posicionamiento y posibles movimientos intra-tratamiento del paciente y de sus órganos. Varios equipos mostraron que el uso de un único isocentro para el tratamiento de múltiples metástasis intra-craneal permite reducir considerablemente el tiempo de tratamiento sin degradar la calidad del tratamiento^{8,9} y más recientemente, se estudió la posibilidad de tratar múltiples lesiones de pulmón con un isocentro único.^{10,11}

En este estudio, se seleccionaron pacientes con estadio IV, M1 con dos lesiones (una lesión ubicada en cada pulmón, oligo-recurrencia y oligometastásicos) a los cuales se planificó un tratamiento de SBRT en nuestra institución y, de forma retrospectiva, se compararon planes con un isocentro único o con dos isocentros (un isocentro en cada pulmón).

2. Material y métodos

Simulación del paciente y delineación de los volúmenes

En este trabajo, se realizó un estudio retrospectivo de seis pacientes con lesiones pequeñas ubicadas en ambos pulmones. La Tabla 1 resume los datos para cada paciente de la localización de las lesiones, la distancia entre lesiones y el volumen de los PTV totales.

Para una buena inmovilización de los pacientes y una perfecta reproducibilidad de su posicionamiento en cada sesión de tratamiento, se utilizó el sistema para inmovilización y posicionamiento InmoSBRT (Sedetech*, Buenos Aires, Argentina). Los pacientes fueron ubicados en posición supina en una colchoneta de vacío sobre la camilla indexable del sistema y los apoya-piernas y pies se ajustaron según las medidas de cada paciente. Se utilizó un accesorio para sostener los brazos del paciente arriba de su cabeza. Para regular los movimientos del diafragma en inspiración y exhalación, se utilizó un arco para compresión abdomino-torácica, ajustable en altura según el tamaño del paciente.¹²

Con el objetivo de reducir los movimientos relacionados con la respiración y en consecuencia ajustar los márgenes utilizados posteriormente durante la planificación, se realizaron tres tomografías con un tomógrafo multicorte GE Light Speed ULTRA (GE Healthcare, Waukesha, WI, USA). La primera adquisición se realizó en respiración libre suave. Luego sobre la zona adyacente a las lesiones, se realizaron una adquisición en inspiración leve y otra en espiración leve. Se fusionaron las tres adquisiciones en el sistema de planificación (TPS) Eclipse™ (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA). Se dibujaron los volúmenes blancos (volúmenes tumor macroscópicos) en cada una de las adquisiciones y la unión de esos volúmenes (volumen blanco interno). Para tomar en cuenta las incertidumbres del set-up, de la máquina de tratamiento y de los movimientos de las lesiones, se agregó un margen de 5mm para obtener los volúmenes blancos de planificación (PTVs). Se dibujaron también los órganos de riesgo (OARs) cercanos a las lesiones: pulmones sanos, médula, tráquea, corazón, esófago, piel y costillas.

Planificación del tratamiento

Los planes fueron calculados con el sistema de planificación de tratamiento Eclipse v11.0. Se utilizó el algoritmo de cálculo AAA con una rejilla de cálculo con una resolución de 2 mm. Para cada paciente se calcularon dos planes: con un isocentro único o con dos

* <http://sedetech.com/inmosbrt/>

Tabla 1. Datos de las lesiones de los seis pacientes (LII: Lóbulo inferior izquierdo, LID: Lóbulo inferior derecho, LMD: Lóbulo medio derecho, LSD: Lóbulo superior derecho, LSI: Lóbulo superior izquierdo).

Paciente	Localización		Distancia entre PTVs (cm)	Volumen PTV Total (cm ³)
	PTV1	PTV2		
1	LII. Central	LID Periférico	8.1	42.6
2	LII Periférico	LID Periférico	9.7	38.9
3	LMD Central	Hilio Pulm. Izq.	11.6	48.1
4	Hilio Pulm. Izq.	LID Periférico	19.0	42.7
5	LSD Periférico	LSI Periférico	11.2	39.1
6	LSD Periférico	LSI Periférico	11.8	40.0

isocentros para un acelerador Trilogy (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) asociado a un colimador multiláminas (MLC) Millennium 120 (80 láminas interiores y 40 exteriores que proyectan en el plano isocéntrico un ancho de 0.5 y 1.0 cm, respectivamente). La dosis prescripta fue de 50 Gy en 5 fracciones de 10 Gy.

Para el primer plan, se utilizó un isocentro único ubicado entre las dos lesiones (centro de masa de la suma de los dos volúmenes). Se generó un plan de arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT) con un haz de 6 MV con dos arcos coplanares de 360 grados cada uno. La rotación del colimador fue de 45 y 315 grados respectivamente.

Para el segundo plan, dos isocentros ubicados en el centro geométrico de cada una de las lesiones fueron utilizados y se generaron para cada lesión cuatro semi-arcos de 180 grados cada uno (dos con colimador a 45 grados y dos con colimador a 315 grados).

Todos los planes fueron optimizados permitiendo la variación de la velocidad de la rotación del gantry, de la tasa de dosis y de la posición del MLC. El parámetro de objetivo a los tejidos normales (NTO) se utilizó para controlar los gradientes de dosis de los planes. Para la optimización de los planes con múltiples isocentros, se tomó en cuenta la contribución de cada uno de los

isocentros sobre el otro. Los dos planes se normalizaron para que 95% del volumen blanco reciba 100% de la dosis prescripta. La Fig. 1 muestra los dos tipos de planificación para un mismo paciente (isocentro único a la izquierda, dos isocentros a la derecha).

Evaluación de los planes

Cada plan fue evaluado en término de cobertura de los volúmenes blancos con el índice de conformidad (IC) y el índice de homogeneidad (IH) y en término de dosis absorbidas intermedias y bajas con el índice de conformidad definido para el 50% de la dosis absorbida de prescripción (IC₅₀) y la dosis absorbida máxima a 2 cm del borde del PTV (D_{2cm}). Se comparó también la cantidad de UMs totales para tratar las dos lesiones. Finalmente, se registró la dosis recibida por los OARs.

El índice de conformidad de los PTVs fue calculado utilizando la definición del ICRU 62¹³ a partir del volumen de la isodosis de prescripción dividido por el volumen del PTV. En un caso ideal, con una cobertura perfecta, el IC debe ser igual a uno. Según el comité de la RTOG (Radiation Therapy and Oncology Group) en lo que concierne a tumores pulmonares en pacientes con

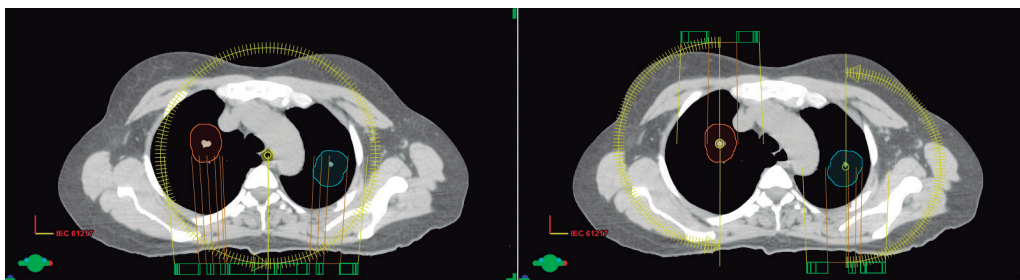


Fig. 1. Izquierda: Planificación con isocentro único ubicado entre las dos lesiones utilizando arcos completos; Derecha: Planificación con 2 isocentros ubicados al centro de cada lesión utilizando semi-arcos de 180 grados.

tumores únicos (RTOG 0813 y RTOG 0915), el objetivo es tener el IC inferior a 1.2 y el plan será considerado como aceptable si el IC es inferior a 1.5. El índice de homogeneidad se define como la relación entre la dosis absorbida máxima dividida por la dosis absorbida de prescripción. El valor máximo permisible en nuestra institución al utilizar una técnica con modulación de la dosis es del 115% de la dosis de prescripción con un ideal inferior a 110%.

Para evaluar las dosis absorbidas fuera del PTV y particularmente las dosis intermedias y bajas en relación a la dosis de prescripción, se registró para cada plan el IC₅₀ definido por el volumen de la isodosis del 50% de la dosis absorbida de prescripción respecto al volumen del PTV. El valor recomendado en los protocolos de la RTOG para pacientes con tumores únicos pequeños va idealmente de 3 a 6 según el volumen del PTV y de 3.7 a 7.5 con una desviación menor. Para asegurar que las dosis recibidas lejos del PTV son suficientemente bajas, se evaluó para cada plan el D_{2cm}, definido como la dosis absorbida máxima recibida a 2 cm del borde del PTV en todas las direcciones. Idealmente, se busca que la isocurva del 50% quede dentro de los 2 cm alrededor del PTV.

En lo que concierne a los OARs, se optimizaron los planes siguiendo las restricciones recomendadas por el informe de Benedict et al. en el TG101 de la Asociación Americana de Física Médica (AAPM).¹⁴ Para permitir la comparación entre los planes se anotaron los volúmenes de pulmón que reciben 5, 10 y 20 Gy (V_{5Gy}, V_{10Gy} y V_{20Gy}) y las dosis que reciben 1000 y 1500 cc (D_{1000cc} y D_{1500cc}). Los volúmenes de pulmones que reciben 5 y 20 Gy son internacionalmente utilizados ya que son buenos parámetros predictivos de riesgo de neumonitis inducida por radiación. Los valores ideales tienen que ser V_{5Gy} inferior a 40% y V_{20Gy} inferior a 10%. Según el TG101, las dosis D_{1000cc} y D_{1500cc} deben quedar menores a 13,5 Gy y 12,5 Gy respectivamente. También se registraron las dosis que recibe 0.35 cc y 1.2 cc de la

médula (D_{0.35cc} y D_{1.2cc}), la dosis máxima y la dosis que recibe 15 cc del corazón (D_{max} y D_{15cc}), la dosis máxima y la dosis que recibe 5 cc del esófago (D_{max} y D_{5cc}), la dosis máxima y la dosis que recibe 4 cc de la tráquea (D_{max} y D_{4cc}), la dosis máxima y la dosis que recibe 10 cc de la piel (D_{max} y D_{10cc}) y finalmente, la dosis máxima y la dosis que recibe 1 cc de las costillas (D_{max} y D_{1cc}). Para cada paciente, se calculó la diferencia entre plan calculado con un único isocentro y plan multi-isocéntrico, y para los seis pacientes se determinaron el valor promedio y la desviación estándar de cada parámetro para único isocentro por un lado o dos isocentros por otro lado.

3. Resultados

Índices de conformidad

Todos los PTVs utilizados en este trabajo tuvieron un volumen similar (promedio de 21.0 cc ± 3.5 cc con un rango entre 13.8 y 26.4 cc). Para los planes calculados con un isocentro único, el índice de conformidad promedio fue de 1.01 ± 0.02 (rango 0.99-1.03) contra 1.02 ± 0.02 (rango 0.99-1.04) para dos isocentros por lo cual la cobertura de los volúmenes blancos en las dos técnicas de planificación resultó ser parecida y muy aceptable. La dosis máxima de cada plan se ubicó para ambas técnicas siempre en el volumen blanco y mostró un leve mejoría en caso de utilizar 2 isocentros (diferencia del IH 1 isocentro contra 2 isocentros de 1.4%).

En lo que concierne a las dosis bajas e intermedias, las 2 técnicas dan resultados similares. El IC₅₀ promedio fue de 5.3 ± 0.3 para 1 isocentro contra 5.2 ± 0.6 para 2 isocentros y el D_{2cm} fue de 51.7% ± 1.8% para 1 isocentro contra 50.8% ± 1.3% para 2 isocentros. Para algunos pacientes, el IC₅₀ y el D_{2cm} fueron mejorados con 2 isocentros y en otros pacientes, con un solo isocentro.

Tabla 2. Parámetros dosimétricos obtenidos para los seis pacientes con uno o dos isocentros (IC, IH, IC₅₀, D_{2cm} y cantidad total de UMs).

Paciente	IC		IH		D _{2cm}		IC _{50%}		UMs Totales	
	1 iso	2 isos	1 iso	2 isos	1 iso	2 isos	1 iso	2 isos	1 iso	2 isos
1	1.03	1.03	114.0	110.7	52.7	52.9	5.1	4.8	2882	4910
2	1.03	1.04	110.7	112.3	48.0	50.6	5.0	4.7	3316	5067
3	1.01	1.01	111.8	110.2	52.4	49.8	5.0	5.1	3073	4874
4	0.99	1.00	116.1	110.2	52.9	49.1	5.3	4.6	2832	4682
5	1.00	1.02	111.6	112.0	52.4	50.9	5.6	5.9	3043	4730
6	1.01	0.99	113.3	113.0	51.8	51.6	5.8	5.7	2955	5085

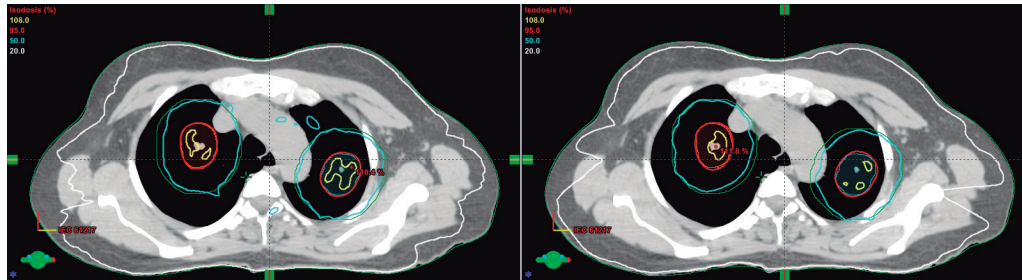


Fig. 2. Planificación con isocentro único (Izquierda) y con dos isocentros (Derecha). Se presentan isocurvas representativas y el contorno de los PTV y del contorno D_{2cm} (en verde).

El uso de un isocentro único permitió bajar de casi 40% la cantidad de UMs necesarias para el tratamiento de las dos lesiones lo que conlleva a tratamientos más cortos, adiconado al hecho que solo será necesario un único set-up. Todos los resultados están resumidos en la Tabla 2.

La Fig. 2 muestra, a modo de ejemplo, la dosimetría obtenida para uno de los pacientes. Para los dos abordajes, las isocurvas de referencia (95% en rojo) fueron idénticas; la variación del volumen recibiendo 95% de la dosis fue de 0.2%. La isocurva del 50% de la dosis (en celeste en la Fig. 2) apareció levemente menor con el uso de dos isocentros, con una variación promedia de 1.9% entre los dos planes y la isocurva del 20% de la dosis prescrita (en blanco) fue 9.5% menor con dos isocentros que con uno solo. También figura en verde el contorno del D_{2cm}, adentro del cual en lo ideal tiene que estar confinada la isocurva celeste del 50% de la dosis prescrita.

Órganos de riesgo

Todos los planes cumplieron con los parámetros de aceptación utilizados en nuestra institución. En el caso de los pulmones, los valores de los volúmenes recibiendo 5, 10 y 20 Gy están resumidos en la Tabla 3. Se calcularon los promedios de porcentaje de volumen para un isocentro único por un lado y dos isocentros por el otro, y luego las diferencias entre ambos grupos de planes. Se mostró que el uso de un único isocentro lleva a un ligero aumento de los volúmenes recibiendo

5 Gy, 10 Gy y 20 Gy (las diferencias entre planes calculados con isocentro único y con múltiples isocentros fueron V_{5Gy} = 8.1 ± 7.0%, V_{10Gy} = 3.3 ± 2.9% V_{20Gy} = 0.7 ± 0.7%). De la misma forma, como se puede ver en la Tabla 3, las dosis D_{1000cc} y D_{1500cc} son levemente más bajas con dos isocentros que con uno pero con valores muy por debajo de las recomendadas por el TG101.

En lo que concierne los otros OAR considerados en nuestro trabajo, los resultados están detallados en la Tabla 4. Cabe destacar que, debido al estado avanzado de enfermedad de los pacientes presentados en este trabajo y siguiendo las recomendaciones de la RTOG, se permitió superar el límite de dosis recomendado a las costillas (D_{max} < 43 Gy y D_{1cc} < 35 Gy) en uno de los pacientes que presentaba una lesión muy cercana a las costillas al fin de garantizar un buen control de la enfermedad con una mejor cobertura del PTV. Para los seis pacientes, en promedio, la dosis recibida por las costillas fue muy similar en ambos técnicas (D_{max} = 37.9 ± 14.2 Gy y D_{1cc} = 29.1 ± 9.5 Gy con un isocentro único contra D_{max} = 37.2 ± 10.2 Gy y D_{1cc} = 28.6 ± 10.1 Gy con dos isocentros).

El uso de la técnica VMAT con múltiples “puertas” de entrada del haz de irradiación permite bajar de manera considerable la dosis recibida por la piel que, con ambos técnicas fue por debajo de las recomendaciones internacionales (D_{max} < 39.5 Gy y D_{10cc} < 36.5 Gy) quedando las dosis obtenidas inferiores utilizando dos isocentros.

En el caso de la médula y el esófago, el uso de un isocentro único se traduce por el aumento leve de las dosis recibidas (D_{max}, D_{0.35cc} y D_{1.2cc} para la médula

Tabla 3. Resultados dosimétricos obtenidos para el pulmón.

	V5Gy (%)	V10Gy (%)	V20Gy (%)	D1000cc(Gy)	D1500cc (Gy)
Isocentro único	33.4 ± 14.0	19.6 ± 4.9	6.5 ± 0.8	5.4 ± 2.5	3.0 ± 1.9
Dos isocentros	25.3 ± 8.5	16.3 ± 4.3	5.7 ± 0.6	3.4 ± 1.8	1.5 ± 1.0
Dif. (iso-2isos)	8.1 ± 7.0	3.3 ± 2.9	0.7 ± 0.7	2.0 ± 1.0	1.5 ± 1.0

Tabla 4. Resultados dosimétricos para la médula, el corazón, el esófago, la tráquea, la piel y las costillas. Para cada parámetro analizado, se presentan los valores objetivos utilizados y el promedio y la desviación estándar de la diferencia de dosis obtenidas con un isocentro contra dos isocentros.

OARs	Parámetro	Promedio (Gy), 1 iso	Promedio (Gy), 2 isos	Dif. (1iso-2isos) ± Desv. Est. (Gy)
Médula	$D_{max} < 30$ Gy	21.7 ± 3.6	17.0 ± 4.5	4.7 ± 2.3
	$D_{0.35cc} < 23$ Gy	20.1 ± 3.5	15.4 ± 4.1	4.7 ± 1.8
	$D_{1.2cc} < 14.5$ Gy	18.2 ± 3.4	13.9 ± 3.6	4.3 ± 1.8
Corazón	$D_{max} < 38$ Gy	30.0 ± 24.0	29.2 ± 25.1	0.8 ± 2.4
	$D_{15cc} < 32$ Gy	17.0 ± 12.0	14.4 ± 11.7	2.6 ± 1.9
Esófago	$D_{max} < 35$ Gy	25.5 ± 4.6	21.6 ± 7.6	3.9 ± 3.5
	$D_{5cc} < 19.5$ Gy	17.1 ± 3.8	14.5 ± 4.8	2.6 ± 1.9
Tráquea	$D_{max} < 40$ Gy	16.4 ± 8.5	15.7 ± 9.2	0.7 ± 1.4
	$D_{4cc} < 16.5$ Gy	9.9 ± 7.2	9.1 ± 8.4	0.8 ± 1.4
Piel	$D_{max} < 39.5$ Gy	20.0 ± 4.0	16.8 ± 2.2	3.2 ± 2.0
	$D_{10cc} < 36.5$ Gy	13.7 ± 2.8	11.2 ± 1.6	2.6 ± 1.4
Costillas	$D_{max} < 43$ Gy	37.9 ± 14.2	37.2 ± 14.6	0.7 ± 2.4
	$D_{1cc} < 35$ Gy	29.1 ± 9.5	28.6 ± 10.1	0.5 ± 2.8

y D_{max} y D_{5cc} para el esófago) pero en ambos casos (isocentro único o dos isocentros), los planes fueron considerados como aceptables para un eventual tratamiento. Para todos los pacientes, las dosis recibidas por el corazón y la tráquea fueron muy similares y en algunos planes fueron más bajas con el uso de un solo isocentro y en otros con el uso de dos isocentros por lo cual se podría pensar que la influencia de la técnica utilizada es relativamente baja y depende en parte de la ubicación entre los OARs y los volúmenes blancos. La alta desviación estándar de las dosis recibidas por el corazón, en particular, fue debida a la ubicación de las lesiones que en dos pacientes fueron muy próximas al corazón y en otros dos muy alejadas.

4. Discusión

En este trabajo mostramos nuestra experiencia en tratamiento de pacientes con lesiones en ambos pulmones, con tratamiento ablativo de radioterapia hipofraccionado a razones de 5 fracciones de 10 Gy cada una. El problema en pacientes con múltiples lesiones utilizando múltiples isocentros es que los tratamientos son largos ya que es necesario realizar desplazamientos e imágenes (nuevo set-up) para cada uno de los isocentros. Varios equipos propusieron primero para

tratamiento intracraneal y más recientemente para tratamientos extra-craneales la posibilidad de utilizar un único isocentro para tratar las diferentes lesiones sin degradar la calidad del plan y así disminuir los tiempos de tratamiento. En el caso de lesiones en pulmón, algunos grupos trabajaron con pacientes teniendo dos o más lesiones en un solo pulmón y mostraron que el uso de un único isocentro aparece como una buena opción^{15,16} utilizando IMRT con gantry fijo, tomoterapia o técnica VMAT.

En nuestro caso, el hecho de tener lesiones en ambos pulmones agrega un factor al momento de empezar la planificación utilizando una técnica de arcoterapia ya que cuando se utilizan dos isocentros ubicados en el centro de cada volumen y semi arcos, se espera tener una mejor protección de los órganos de riesgo particularmente centrales. En nuestro estudio, comparamos una planificación convencional con dos isocentros y cuatro semi-arcos contra una planificación con un único isocentro ubicado entre las dos lesiones (y por lo tanto entre los dos pulmones) utilizando dos arcos completos de 360 grados.

El uso de un único isocentro para tratar varias lesiones permite, como mencionamos anteriormente, reducir los tiempos de tratamiento (un solo set-up y cantidad de UMs reducidas) y en caso de lesiones en pulmones, mejorar el confort del paciente y en particular, los movi-

mientos intra-tratamiento. En nuestra institución, para limitar al máximo estos movimientos se utilizó también un sistema de compresión torácica.

Todos los planes calculados mostraron excelentes coberturas de las lesiones a tratar y homogeneidad de la dosis adentro de los PTVs, con muy buenos índices de conformidad y dosis máximas obtenidos, permitiendo un control de la enfermedad. El volumen de tejido recibiendo el 95% fue el mismo en los dos tipos de tratamiento. En lo que concierne a las dosis bajas e intermedias en comparación con la dosis prescrita, tanto el índice IC₅₀ como el D_{2cm} fueron levemente mejorados con el uso de 2 isocentros pero en todos los planes obtenidos fueron muy aceptables lo que demuestra la calidad de todos los planes calculados.

La dosis recibida por los pulmones sanos aparece de gran importancia, particularmente cuando los dos pulmones presentan lesiones, para limitar las toxicidades relacionadas a la radiación. Los volúmenes de pulmones sanos recibiendo 5 y 20 Gy son buenos indicadores de posible neumonitis radio-inducida. En este trabajo se vio que el uso de dos isocentros permitió bajar levemente esas dosis pero que los planes calculados con un único isocentro resultaron ser totalmente aceptables.

De la misma forma, para los otros órganos de riesgo, el uso de dos isocentros para la planificación mostró una leve mejoría de las dosis recibidas por los tejidos sanos. Cabe destacar que la localización de las lesiones y su proximidad con los órganos de riesgo influyen altamente sobre los resultados obtenidos. Igualmente, todos los planes evaluados (con uno o dos isocentros) fueron aprobados según los criterios aplicados en nuestra institución para una posible irradiación del paciente.

Para permitir un tratamiento óptimo, parece importante que el acelerador utilizado responda a todos los criterios de calidad para tratamientos de SBRT. Cuando se utiliza la técnica VMAT y en el caso de pequeños volúmenes, el correcto posicionamiento del paciente parece primordial, ya que un mínimo error en el posicionamiento del paciente puede llegar a irradiar con muy altas dosis tejidos sanos y subdosar los volúmenes blancos. Para garantizar la calidad de tratamiento, se realiza diariamente, semanalmente, mensualmente y anualmente todos los controles descritos en el informe TG142 de la AAPM.¹⁷

5. Conclusión

En conclusión, según nuestra experiencia en tratamientos de lesiones (oligo-recurrencia y oligometastásicas) bilaterales en pulmón con dosis ablativas, el uso de un único isocentro para tratar dos sitios aparece como una buena alternativa. Permite reducir considerablemente los tiempos de tratamiento y en consecuencia mejorar la comodidad del paciente logrando así reducir

los posibles movimientos del paciente o de sus órganos internos durante cada fracción, conservando una calidad de planificación conforme a los criterios utilizados en nuestro centro.

Bibliografía

- Hellman S, Wechselbaum RR. Oligometastases. *Journal of Clinical Oncology*. 1995;13(1):8–10.
- Weichselbaum RR, Hellman S. Oligometastases revisited. *Nat Rev Clin Oncol* 2011;8:378–82.
- Lodeweges, J.E., Klinkenberg, T.J., Ubbels, J.F., Groen, H.J.M., Langendijk, J.A., and Widder, J. Long-term outcome of surgery or stereotactic radiotherapy for lung oligometastases. *J Thorac Oncol*. 2017;12:1442–5.
- Siva S, MacManus M, Ball D. Stereotactic radiotherapy for pulmonary oligometastases: a systematic review. *J Thorac Oncol*. 2010 Jul;5(7):1091-9.
- Navarria P, De Rose F, Ascolese AM. SBRT for lung oligometastases: Who is the perfect candidate? *Rep Pract Oncol Radiother*. 2014;20(6):446–53. doi:10.1016/j.rpor.2014.11.005
- Niibe Y, Hayakawa K. Oligometastases and oligorecurrence: the new era of cancer therapy. *Jpn J Clin Oncol* 2010;40:107–11.
- Niibe Y, Jingu K, Onishi H. Long-Term Outcome of Surgery or Stereotactic Radiotherapy for Lung Oligo-recurrence. *J Thorac Oncol*. 2017 Nov;12(11):e191.
- Clark GM, Popple RA, Prendergast BM, Spencer SA, Thomas EM, Stewart JG, et al. Plan quality and treatment planning technique for single isocenter cranial radiosurgery with volumetric modulated arc therapy. *Pract Radiat Oncol* (2012) 2:306–13.
- Nath SK, Lawson JD, Simpson DR, Vanderspek L, Wang JZ, Alksne JF, et al. Single-isocenter frameless intensity-modulated stereotactic radiosurgery for simultaneous treatment of multiple brain metastases: clinical experience. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (2010) 78:91–7.
- Sanford L et al. Evaluation of plan quality and treatment efficiency for single-isocenter/two-lesion lung stereotactic body radiation therapy. *J Appl Clin Med Phys*. 2019 Jan;20(1):118-27.
- Quan K, Xu KM, Lalonde R, et al. Treatment plan technique and quality for single isocenter stereotactic ablative radiotherapy of multiple lung lesions with volumetric modulated arc therapy or intensity modulated radiosurgery. *Front Oncol*. 2015;5:1–9.
- Brandner ED, Chetty IJ, Giaddui TG, Xiao Y, Huq MS. Motion management strategies and technical issues associated with stereotactic body radiotherapy of thoracic and upper abdominal tumors: A review from NRG oncology. *Med Phys*. 2017;44(6):2595–612.
- International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. ICRU Report 62. (Supplement to ICRU Report 50). Bethesda, MD: ICRU Publications; 1999.
- Benedict SH, Yenice KM, Followill D, et al. Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM Task Group 101. *Med Phys*. 2010;37:4078–100.

15. Gulam M, Gopal A, Wen N, et al. Single isocenter lung SBRT for multiple PTV lesions. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2014;90:S910-S911
16. Sanford L, Molloy J, Kumar S, et al. Evaluation of plan quality and treatment efficiency for single-isocenter/two-lesion lung stereotactic body radiation therapy. *J Appl Clin Med Phys* 2018.
17. Klein E, Hanley J, Bayouth J, et al. Task Group 142 Report: QA of Medical Accelerators. *Med. Phys.* 2009;36:4197–212.

Propuesta de un nuevo ajuste para el cálculo del rendimiento y análisis de su influencia en la estimación de la dosis glandular

A new adjustment proposal for determining tube output and analysis of its influence on mean glandular dose estimation

Noelia Solís Preciado¹, José Ángel Merino Gestoso¹, María Luisa Chapel Gómez², Diego Jiménez Vegas¹, Breixo Carmelo Portas Ferradás¹, Domingo Espinosa López¹, Abel Niebla Piñero¹

¹ Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria (Santa Cruz de Tenerife)

² Complejo Hospitalario de Toledo

Fecha de Recepción: 10/07/2019 - Fecha de Aceptación: 01/01/2020

En este trabajo se propone una nueva función de ajuste polinómica para la obtención del kerma en aire para cualquier kilovoltaje, frente al ajuste potencial recomendado por los protocolos europeo y español. Se ha medido el kerma y la capa hemirreductora en tres equipos de mamografía diferentes con cámara de ionización y detector semiconductor, para mamografía tanto en modo 2D como en tomosíntesis de mama. A partir de esos valores se ha estimado la dosis glandular siguiendo el modelo de Dance et al. Se ha obtenido una mejor adecuación entre el kerma medido y el calculado a la función propuesta que a la potencial. La estimación de la dosis glandular a partir del kerma obtenido mediante la función potencial de ajuste y la polinómica, muestran diferencias inferiores a un 2.5% en todos los equipos midiendo con la cámara de ionización, excepto para espesores de mama grandes (mayores de 6 cm). Sin embargo, las diferencias obtenidas entre los detectores utilizados han resultado mayores, encontrándose en torno al 10%. Por tanto, resulta fundamental conocer la respuesta de los diferentes detectores y el uso de una adecuada metodología de ajuste que minimice las incertidumbres obtenidas en la estimación de la dosis glandular.

Palabras clave: Dosis glandular, mamografía, tomosíntesis de mama, kerma, detectores en mamografía.

The aim of this work is to propose a new polynomial fitting function to obtain air kerma for any kilovoltage in comparison to exponential fitting recommended by European and Spanish protocols. Kerma and half-value layer have been measured on three different mammography systems with an ionization chamber and a semiconductor dosimeter, in both digital mammography and digital breast tomosynthesis. Glandular dose has been estimated from these values using the method by Dance et al. The function proposed reveals a better agreement than the exponential one between measured and calculated kerma. Glandular dose estimation calculated from kerma by both exponential and polynomial function shows differences of less than 2.5% for all mammography systems using the ionization chamber, except for big breasts (bigger than 6 cm). Nevertheless, greater differences (~10%) are found between employed dosimeters. Therefore, knowing the dosimeters responses properly and using an accurate adjustment methodology is very important to minimize uncertainties in the glandular dose estimation.

Key words: Glandular dose, mammography, breast tomosynthesis, kerma, mammography dosimeters.

*Correspondencia: noeliasolispreciado@gmail.com

<https://doi.org/10.37004/sefm/2020.21.1.002>

Introducción

El cáncer de mama es el más frecuente en las mujeres en todo el mundo. Una herramienta clave para su detección es la mamografía (MD), por ello se realizan programas poblacionales de cribado mamográfico en los que se invita a mujeres sanas a realizarse exploraciones con rayos X. Sin embargo, la eficacia de la mamografía para detectar el cáncer de mama en estadios iniciales está acompañada de un bajo riesgo, pero no despreciable, de inducir cáncer por radiación en los tejidos fibroglandulares de la mama.¹ Resulta por ello fundamental realizar una estimación de la dosis absorbida por la mama para asegurar que los niveles de dosis impartidos se encuentran dentro de los valores de referencia.

Para estimar el riesgo radiológico asociado a los exámenes mamográficos se utiliza la dosis glandular promedio (DG), recomendada por la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU) y la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP).^{2,3} La DG es una magnitud que no puede medirse directamente y se estima a partir de las medidas del kerma en aire sin retrodispersión en la superficie de entrada de la mama aplicando factores de corrección. Hay diferentes modelos para el cálculo de la DG basados en métodos de Montecarlo.⁴⁻⁸ La diferencia entre ellos se encuentra en los métodos de simulación, pero todos tienen en común la dependencia de los factores de conversión con el espesor de mama, su composición y las características del espectro de rayos X utilizado.

Por otra parte, la mamografía convencional presenta una limitación importante como es la acumulación de toda la información del volumen de la mama en un plano, provocando la superposición de estructuras y pudiendo dar lugar al enmascarado de lesiones o a su simulación.

El desarrollo de detectores digitales para mamografía en los últimos años ha impulsado la aparición de nuevas modalidades de imagen de mama con rayos X como es la tomosíntesis (TDM), la cual se está implantando rápidamente en el ámbito clínico, existiendo numerosos estudios que evidencian su capacidad para mejorar el diagnóstico precoz del cáncer de mama.⁹⁻¹²

Durante la exploración de tomosíntesis el tubo de rayos X se mueve describiendo un arco alrededor de la mama comprimida, generándose a partir de las distintas proyecciones un conjunto de cortes o planos paralelos al soporte de la mama. Cada una de estas proyecciones hay que considerarlas en la estimación de la DG para esta modalidad. La metodología para el cálculo de la dosis de radiación para un ángulo concreto se basa en multiplicar la DG estimada por un factor, que tiene en cuenta el mayor depósito de ener-

gía que se origina al aumentar el ángulo de incidencia del haz de radiación como consecuencia del mayor recorrido de los fotones dentro de la mama. De acuerdo con ello, diferentes autores estimaron este nuevo factor siguiendo métodos de Montecarlo,¹³⁻¹⁵ el cual depende del ángulo de incidencia de cada proyección TDM y del espesor de la mama.

De acuerdo con lo anterior, para realizar la estimación de la dosis glandular (tanto en MD como en TDM) es fundamental realizar una buena caracterización dosimétrica de los equipos de mamografía. Para ello resulta imprescindible conocer muy bien la respuesta de los sistemas de detección que se utilicen en las medidas dosimétricas de los mamógrafos, tanto para el kerma como para la capa hemirreductora (CHR). Los instrumentos comúnmente utilizados son detectores de estado sólido y/o cámaras de ionización. Estas últimas presentan una respuesta prácticamente plana con la energía en el rango utilizado en mamografía; no así los semiconductores, cuya respuesta es dependiente de la calidad de haz, por lo que hay que disponer de curvas de calibración apropiadas para todas las calidades utilizadas en la práctica clínica.¹⁶

Avramova et al,¹⁷ en un estudio realizado sobre la influencia del procedimiento de medida en la DG, concluyeron que la medida del rendimiento del equipo y de la CHR está altamente influenciada por la configuración de medida, indicando la necesidad de estandarizar las mismas.

El objetivo de este trabajo es proponer una nueva metodología de ajuste para la obtención del kerma en aire para cualquier kVp y estudiar su influencia en la estimación de la DG.

Material y métodos

Las medidas de kerma y CHR se efectuaron en tres equipos de mamografía. Se realizaron en modo 2D en un equipo Senographe Essential de General Electric que dispone de doble pista anódica Molibdeno (Mo) y Rodio (Rh) y filtros de molibdeno (Mo) y rodio (Rh), dando lugar a tres posibles combinaciones de ánodo/filtro: Mo/0.03 mm Mo, Mo/0.025 mm Rh y Rh/0.025 mm Rh; en un Selenia Dimensions de Hologic con ánodo de tungsteno (W) y filtros de plata (Ag) y rodio (Rh) teniendo así las combinaciones W/0.05 mm Ag y W/0.05 mm Rh; y en un Mammomat Inspiration de Siemens con ánodo/filtro W/0.05 mm Rh.

Las medidas en el modo TDM se efectuaron en el mamógrafo Mammomat Inspiration que trabaja con calidad de haz W/0.05 mm Rh y el Selenia Dimensions que dispone de una calidad de haz de W/0.7 mm Al.

Para cada mamógrafo y calidad de haz disponible se realizaron medidas de rendimientos y CHR con una



Fig. 1. Montaje del detector semiconductor NOMEX Multímetro (PTW).



Fig. 2. Montaje de la cámara de ionización (PTW).

cámara de ionización plano-paralela de volumen activo de 6 cm^3 de PTW, y un detector semiconductor Nomex Multímetro, también de PTW. Para ambos detectores se empleó el Nomex Dosímetro, todo el conjunto con fecha de calibración de mayo de 2018 para todas las calidades de haz utilizadas en este trabajo, y con una desviación máxima en su respuesta de $\pm 0.5\%$. Las medidas fueron realizadas entre el último trimestre de 2018 y el primero de 2019.

Se utilizó un rango de kVp hasta 35 kVp para todas las calidades de haz de acuerdo con la máxima tensión que figura en los certificados de calibración de los dosímetros empleados.

Para la ejecución de las medidas se diseñó un método reproducible para permitir una reposición exacta de cada dosímetro en la unidad de mamografía, de manera que se centraron lateralmente y con su punto efectivo situado a 6 cm de la pared del tórax. Sobre el detector de imagen se colocó una lámina protectora. El dosímetro de estado sólido se dispuso directamente sobre la plancha de protección del soporte del mamógrafo (Fig. 1) y la cámara de ionización se situó a 10 cm sobre el soporte para evitar la radiación retrodispersa (Fig. 2). En principio, el kerma debería ser medido en contacto con la pala de compresión, pero como no todos los dosímetros presentan la misma

sensibilidad a la radiación dispersa, la pala de compresión se situó en la posición más alejada posible que nos permitía el equipo, con el fin de minimizar la contribución de radiación dispersa, como se indica en el Protocolo de Control de Calidad en Mamografía Digital de EFOM y el Protocolo Español de Calidad de Radiodiagnóstico,^{20,21} aplicando a las medidas un factor de 1.076 que tiene en cuenta la contribución de esta radiación.

Realización de las medidas

En modo 2D se tomaron medidas del kerma en aire (con errores del 3% para la cámara de ionización y 1.5% para el multímetro) para distintos kVp, para cada calidad de haz y para dos valores de mAs (50 mAs y 100 mAs), promediando los resultados de las medidas obtenidos. Se utilizó geometría de campo pequeño ($10 \times 10 \text{ cm}$).

Inicialmente se midió con la cámara de ionización el kerma en el mamógrafo de Hologic para seis valores diferentes de kVp. Sin embargo, en los controles de calidad normalmente las medidas se realizan para cuatro valores de kilovoltaje. Por ello, se efectuaron los ajustes del kerma para los seis valores iniciales de kVp y

se compararon los resultados con los ajustes realizados, tanto para la función polinómica como para la potencial, para solo cuatro puntos de kVp.

Para las medidas de la CHR con la cámara de ionización, se utilizaron filtros de Al de 99.9% de pureza y de 0.1 mm de espesor que se colocaron sobre la pala de compresión para cada calidad de haz, respetando siempre la misma disposición de los filtros en cada medida, para lo cual se numeraron los mismos adecuadamente. En el caso de NOMEX Multímetro no fue necesario el uso de los filtros de aluminio para determinar la CHR, ya que estos equipos la proporcionan en cada exposición con un error asociado de un 2.8%.

Las medidas en modo TDM se efectuaron en posición de 0° y se colocó un colimador de plomo a la salida de la ventana. Las medidas se efectuaron a los mismos valores de kVp que en modo MD, a pesar de que en el rango clínico en modo tomosíntesis se alcanzan valores más altos de kilovoltaje, pero la calibración de los detectores en este estudio limitaba la tensión utilizada a un máximo de 35 kVp. Para las medidas de la CHR los filtros de Al se fijaron al colimador de plomo situado en la salida del tubo.

Ajuste de los datos experimentales

Puesto que tanto el rendimiento del equipo como la CHR dependen de la calidad de haz utilizada (ánodo/filtro y kVp), debería medirse ambos parámetros para cada espectro de rayos X utilizado en la práctica clínica. Sin embargo, es posible reducir drásticamente las medidas utilizando la relación potencial que existe entre el kVp y el kerma (K_{kVp}):¹⁹

$$K_{kVp} = A (kVp)^n \quad (1)$$

Expresión que se convierte en lineal mediante transformaciones logarítmicas de acuerdo con la siguiente expresión:^{20,21}

$$\log(K_{kVp}) = \log A + n \cdot \log(kVp) \quad (2)$$

Cada fabricante utiliza ajustes diferentes para el cálculo del kerma mostrado por sus equipos en cada exposición, y a partir del mismo estiman la dosis glandular. Algunos utilizan funciones potenciales, otros polinómicas e incluso otros mediante tablas de ajustes. Por ello en este estudio, además de ajustar los valores de rendimientos en función del kVp a una ecuación del tipo (2), se ajustó el kerma obtenido en las distintas medidas realizadas a una expresión polinómica del tipo:

$$K_{kVp} = d + e \times kVp + f \times kVp^2 \quad (3)$$

Lo que permite obtener el valor de kerma para cualquier calidad de haz y kVp utilizado en la práctica clínica.

Para el cálculo de la capa hemirreductora (CHR) se utilizó el método de Robson,¹⁸ por lo que se midió la CHR para las distintas calidades de haz empleadas en la práctica clínica y varios puntos de kilovoltaje, y posteriormente se ajustó a una función polinómica del tipo:

$$CHR = g + h \times kVp + j \times kVp^2 \quad (4)$$

Obteniendo así el valor de la CHR para cualquier kilovoltaje y calidad de haz.

Por tanto, y siguiendo la metodología propuesta, se efectuaron medidas de kerma en aire y de CHR para cuatro valores de kVp.

Los ajustes se realizaron con el software Microsoft Excel.

Dosis glandular

Para la estimación de la dosis glandular se utilizó el método propuesto por las guías europeas que siguen el modelo de Dance y col. que convierte el kerma a la entrada de la mama o del maniquí en DG,²⁰ usando tres factores según la siguiente expresión:

$$DG = K \cdot g \cdot s \cdot c \quad (5)$$

donde:

- K es el kerma en aire (mGy) en la superficie de entrada de la mama.
- El factor g (mGy/mGy) convierte el kerma en aire a dosis glandular asumiendo una glandularidad de la mama del 50%. Su valor está tabulado en función del espesor de la mama comprimida y de la capa hemirreductora (CHR).
- El factor c tiene en cuenta las diferentes glandularidades de la mama. Su valor depende del espesor, glandularidad de la mama y de la CHR.
- El factor s considera las diferentes calidades de haz utilizadas. En el caso de una combinación ánodo/filtro de W/Al, el factor s depende también del voltaje utilizado (kVp).

El kerma en aire en la superficie de entrada de la mama se estima a partir de la técnica utilizada por cada mamógrafo para distintos espesores de PMMA con el control automático de exposición (espesor de mama comprimida, calidad del haz, kVp y mAs) mediante la expresión:

$$K = (mGy/mAs) \cdot mAs \cdot (f_1/f_2)^2 \quad (6)$$

donde:

- mGy/mAs o $Y(d)$, es el rendimiento del tubo medido en el punto de referencia con compresor y sin retrodispersión para la combinación ánodo/filtro y la tensión de trabajo.
- mAs es la carga del tubo utilizada para cada espesor de mama con control automático de exposición para obtener la imagen.
- f_1 es la distancia del centro del dosímetro al foco del tubo.
- f_2 es la distancia entre la superficie de entrada de la mama y el foco del tubo.

En el caso de TDM, para estimar la DG a partir del kerma en la superficie de entrada se utiliza la siguiente expresión:

$$DG(T) = K \cdot g \cdot s \cdot c \cdot T \quad (7)$$

donde K es el kerma incidente en la superficie de entrada de la mama medido con el tubo fijo en la posición de 0° , utilizando el valor total de la carga (mAs) de un barrido completo.

Cuando todas las proyecciones de tomosíntesis se adquieren con los mismos mAs , el factor T se define como:

$$T = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N t(\theta_i) \quad (8)$$

siendo $t(\theta_i)$ el factor de tomosíntesis cuyo valor está tabulado para distintos ángulos θ_i y espesores de mama bajo compresión, y N es el número de proyecciones. Los valores del factor T se han tabulado para una serie de sistemas de tomosíntesis comercializados.^{13,22}

Resultados

Los resultados de las medidas del kerma para 6 y 4 valores se muestran en la Tabla 1. Tal como se puede observar, las diferencias entre los valores medidos y los calculados con ambos ajustes resultan siempre menores para el caso de seis puntos, siendo inferiores además para el ajuste polinómico que para el potencial.

Como el objetivo final del cálculo del kerma es la estimación de la dosis glandular, se analizaron las discrepancias en los valores obtenidos de la misma a partir de los datos de ambos ajustes, encontrándose en el modo TDM diferencias menores del 1% y en el modo MD una diferencia media alrededor del 1.4% para el ajuste polinómico y del 3.6% para el ajuste potencial (Tabla 2).

Por tanto, y puesto que las variaciones encontradas no resultaron relevantes, el resto del estudio se realizó utilizando cuatro valores de las medidas del kerma para todos los mámoграфos y ambos detectores.

Kerma en aire

En la Tabla 3 se muestran las diferencias obtenidas para cada mamógrafo y calidad de haz en ambos detectores.

Las diferencias entre los datos medidos y los calculados resultan en todos los casos inferiores al 1% para

Tabla 1. Diferencias mínimas, máximas y medias entre los valores del kerma medidos y los calculados con los ajustes polinómico y potencial para 6 y 4 puntos respectivamente.

Ánodo/ Filtro	Ajuste 6 puntos				Ajuste 4 puntos			
	Polinómico		Potencial		Polinómico		Potencial	
	Mín	Máx	Mín	Máx	Mín	Máx	Mín	Máx
W/Rh	0	0.23	-0.57	-2.42	0.78	3.14	-0.03	4.78
IMedial	0.09		1.54		2.01		2.9	
W/Ag	-0.01	0.13	-0.9	-3.85	0.77	3.62	-0.02	6.49
IMedial	0.06		2.44		2.35		3.61	
W/Al	-0.01	-0.29	-0.52	-2.02	0.01	1.11	-0.3	6.93
IMedial	0.11		1.36		0.59		2.31	

Tabla 2. Dosis glandular calculada a partir de ajuste polinómico y potencial a partir de 6 y 4 valores medidos del kerma para el modo 2D.

Ajuste	Polinómico		Potencial	
PMMA (cm)	DG ajuste 6 puntos (mGy)	DG ajuste 4 puntos (mGy)	DG ajuste 6 puntos (mGy)	DG ajuste 4 puntos (mGy)
2	0.75	0.75	0.80	0.74
3	1.01	1.00	1.04	0.98
4	1.36	1.32	1.34	1.30
4.5	1.67	1.62	1.64	1.60
5	1.84	1.81	1.81	1.81
6	2.12	2.12	2.06	2.07
7	2.39	2.39	2.41	2.53

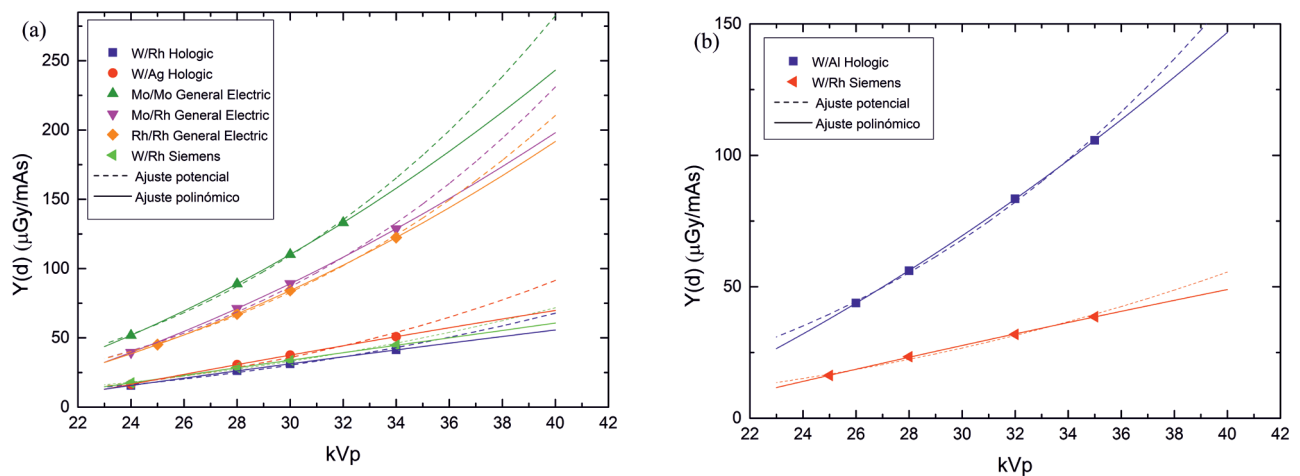


Fig. 3. Ajustes de los rendimientos medidos con cámara de ionización Nomex (PTW) a funciones polinómica y potencial. Los puntos representan los valores medidos. (a) Modo MD (b) Modo TDM.

el ajuste polinómico. En cambio, para el ajuste potencial se encuentran diferencias mucho mayores, llegando a alcanzar hasta el 6% en algunos casos.

En la Fig. 3 y Fig. 4 se muestran los valores medidos con cada detector, así como los diferentes ajustes de kerma en función del kVp. En las tablas 4 y 5 se incluyen las ecuaciones de ajuste y los coeficientes de determinación observándose que alcanzan valores más cercanos a 1 en el ajuste polinómico que en el potencial.

CHR

En la Fig. 5 se muestran las gráficas comparativas de los valores medidos y los calculados, obteniéndose unas diferencias para todos los mamógrafos y calidades de

haz inferiores al 1% entre los valores medidos y los del ajuste realizado.

Se obtuvieron en todos los casos valores menores de la CHR con el multímetro que con la cámara de ionización, variando entre un 7% hasta un 16% inferior dependiendo de la calidad de haz.

Dosis glandular

Las Tablas 6 y 7 muestran los resultados del cálculo de la dosis glandular en todos los mamógrafos y la diferencia que existe teniendo en cuenta el kerma calculado mediante el ajuste polinómico y el potencial.

En el equipo Selenia Dimensions se encuentran unas discrepancias en torno al 3% de media, llegando en el caso del multímetro y el modo TDM hasta el 12%.

Tabla 3a. Diferencias relativas en tanto por ciento de los valores del kerma calculados con ajuste polinómico y potencial respecto de los valores medidos, para todas las calidades de haz disponibles en cada mamógrafo. (a) Cámara de ionización (PTW). (b) NOMEX multímetro (PTW).

	kVp	Selenia Dimensions			kVp	Senographe Essential			kVp	Mammomat Inspiration	
		Polinómico (%)	Potencial (%)			Polinómico (%)	Potencial (%)			Polinómico (%)	Potencial (%)
W/Rh (MD)	24	0.11	3.85	Mo/Mo (MD)	24	0.00	1.10	W/Rh (MD)	24	0.07	3.24
	28	-0.32	-4.78		28	0.00	-2.01		28	-0.20	-3.99
	30	0.27	-2.88		30	0.00	-0.68		30	0.17	-2.51
	34	-0.04	4.12		32	0.00	1.63		34	-0.03	3.49
W/Ag (MD)	24	0.01	5.49	Mo/Rh (MD)	24	-0.02	2.95	W/Rh (TDM)	25	0.47	3.24
	28	-0.04	-6.49		28	0.06	-3.50		28	-0.82	-4.20
	30	0.03	-4.36		30	-0.05	-2.54		32	0.60	-1.27
	34	0.00	6.00		34	0.01	3.28		35	-0.20	2.41
W/AI (TDM)	26	-0.15	1.45	Rh/Rh (MD)	25	-0.05	1.62				
	28	0.22	-1.29		28	0.13	-1.49				
	32	-0.12	-1.52		30	-0.10	-1.61				
	35	0.03	1.40		34	0.01	1.53				

Tabla 3b.

	kVp	Selenia Dimensions			kVp	Senographe Essential			kVp	Mammomat Inspiration	
		Polinómico (%)	Potencial (%)			Polinómico (%)	Potencial (%)			Polinómico (%)	Potencial (%)
W/Rh (MD)	24	0.06	3.96	Mo/Mo (MD)	24	-0.01	1.19	W/Rh (MD)	24	0.04	3.35
	28	-0.17	-4.81		28	0.02	-2.17		28	-0.13	-4.07
	30	0.14	-3.12		30	-0.02	-0.76		30	0.11	-2.68
	34	-0.02	4.30		32	0.01	1.78		34	-0.02	3.65
W/Ag (MD)	24	0.04	5.43	Mo/Rh (MD)	24	-0.03	3.07	W/Rh (TDM)	25	0.11	2.62
	28	-0.11	-6.47		28	0.08	-3.67		28	-0.19	-3.22
	30	0.09	-4.25		30	-0.06	-2.56		32	0.14	-1.54
	34	-0.01	5.91		34	0.01	3.37		35	-0.05	2.27
W/AI (TDM)	26	0.41	4.26	Rh/Rh (MD)	25	-0.03	1.72				
	28	-0.81	-3.93		28	0.09	-1.68				
	32	0.49	-4.23		30	-0.06	-1.55				
	35	-0.06	-0.39		34	0.01	1.56				

En el caso de Senographe Essential, las diferencias se mantienen constantes para todas las calidades de haz, encontrándose alrededor de un 2%. En el equipo Mammomat Inspiration se obtiene un resultado similar al de Hologic, siendo las diferencias medias del 3%

pero alcanzando en el caso del multímetro para el modo TDM discrepancias de hasta casi el 8%.

Por otra parte, se muestra en la tabla 8 la diferencia obtenida en la dosis glandular determinada a partir de las medidas con la cámara de ionización y el multímetro.

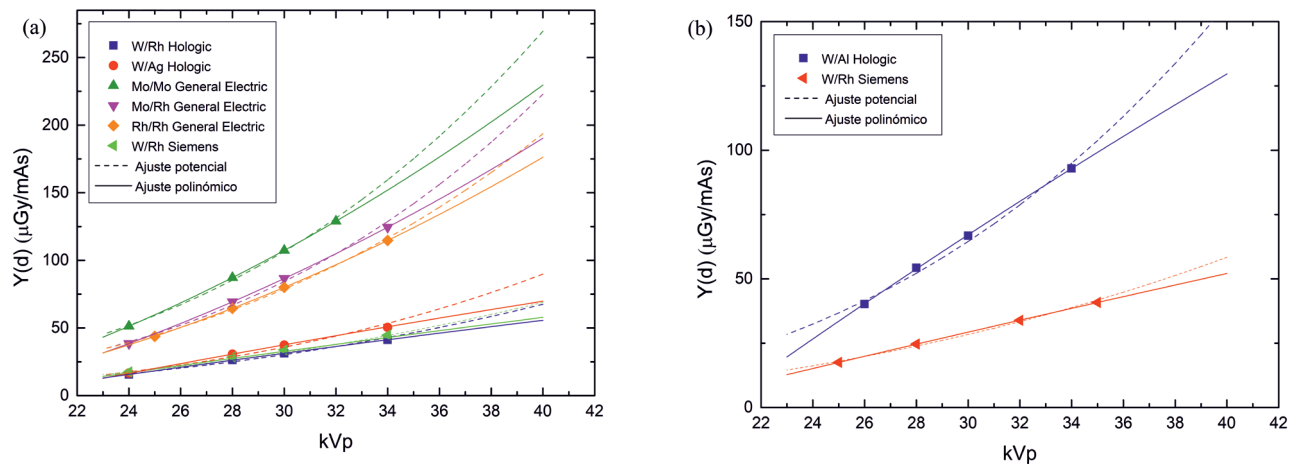


Fig. 4. Ajustes de los rendimientos medidos con Nomex Multímetro (PTW) a funciones polinómica y potencial. (a) Modo MD. (b) Modo TDM.

Tabla 4. Coeficientes obtenidos con los ajustes polinómico y potencial así como los coeficientes de determinación de cada ajuste para las medidas con cámara de ionización.

Modo MD	$K = d + e \times kVp + f \times kVp^2$				$K = A(kVp)^n$		
	d	e	f	R^2	A	n	R^2
W/Rh Hologic	-54.4	-3.17	-0.01	0.9993	0.0022	2.798	0.9874
W/Ag Hologic	-80.73	4.48	-0.02	1	0.0006	3.251	0.9813
Mo/Mo General Electric	-20.05	-2.38	0.22	1	0.0015	3.298	0.9983
Mo/Rh General Electric	-39.86	-0.66	0.16	1	0.0008	3.402	0.9948
Rh/Rh General Electric	-1.35	-3.09	0.20	0.9999	0.0013	3.241	0.9981
W/Rh Siemens	-50.47	-2.91	0.01	0.9999	0.0033	2.705	0.9904
Modo TDM							
W/AI Hologic	-49.64	1.47	0.09	0.9999	0.0029	2.960	0.9983
W/Rh Siemens	-47.28	2.77	-0.01	0.9991	0.0046	2.548	0.9916

tro. La discrepancia resulta mayor para el modo TDM que para el modo DM, y de forma general se obtienen diferencias ligeramente menores con el ajuste polinómico que con el potencial.

Discusión y conclusiones

Se ha analizado la relación del kerma con el kVp para tres equipos de mamografía diferentes, utilizando un detector semiconductor y una cámara de ionización, mediante el ajuste a 6 y 4 valores de medida. Se han comparado los resultados obtenidos con el

ajuste a una función potencial y con el ajuste a una función polinómica de segundo grado. Los resultados son esclarecedores en cuanto a que, como no podía ser de otra manera, los ajustes utilizando 6 puntos siempre resultan mejores que usando 4 valores, pero la repercusión que tiene utilizar menos medidas para el kerma en la dosis glandular es mínima.

Los resultados obtenidos muestran, además, que el ajuste del kerma (kVp) a un polinomio de segundo grado es mejor que utilizar el ajuste potencial. Puesto que a tensión cero la dosis es cero, inicialmente se ajustó el valor del rendimiento a una función polinómica sin término independiente del tipo:

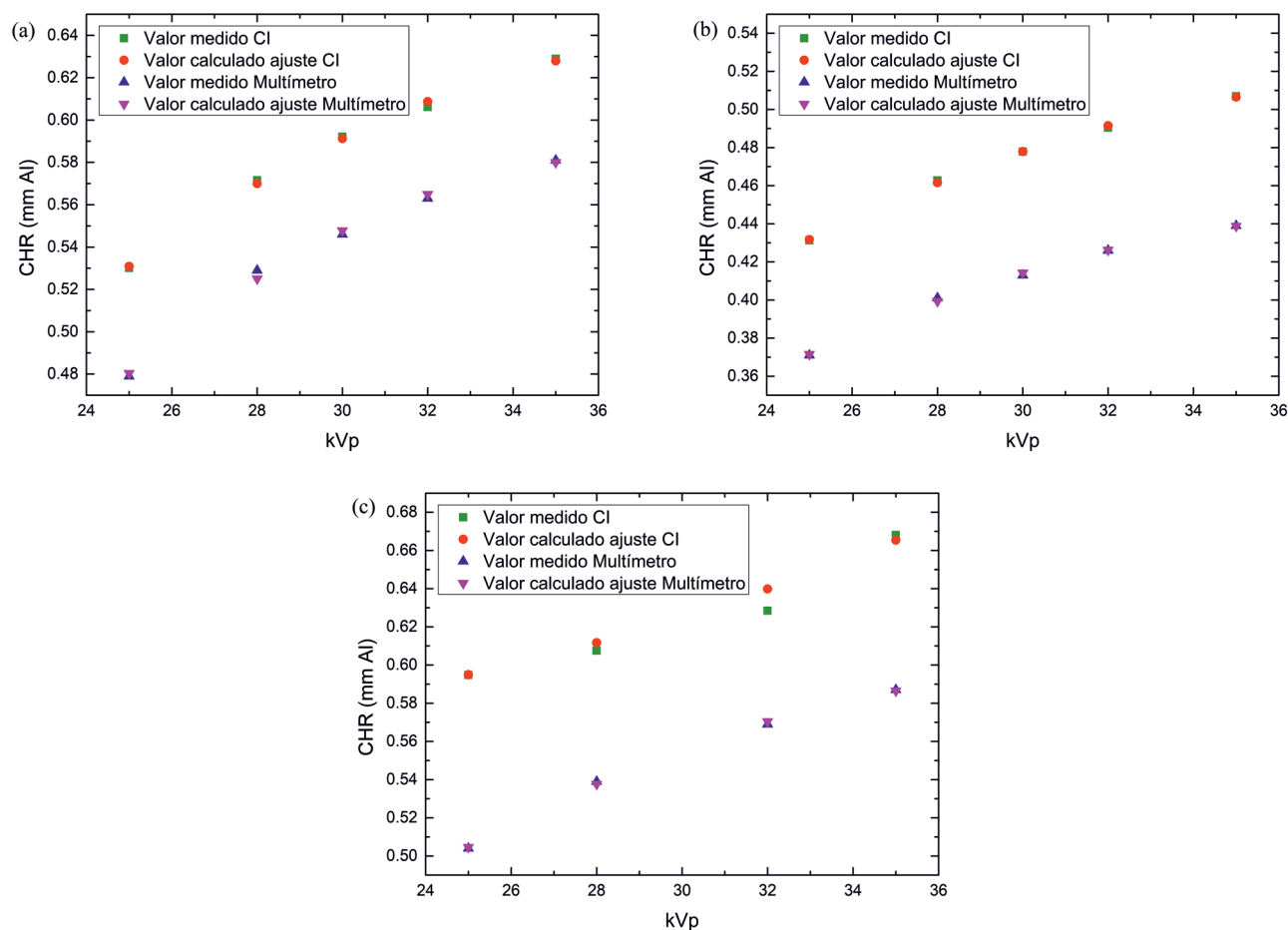


Fig. 5. Capas hemirreductoras medidas con cámara de ionización y multímetro, y calculadas mediante ajuste polinómico para diferentes mamógrafos y calidad de haz. (a) W/Rh (2D) en Hologic Selenia Dimensions. (b) Mo/Rh (2D) en Senographe Essential de General Electric. (c) W/Rh (3D) en Siemens Mammomat Inspiration.

Tabla 5. Coeficientes obtenidos con los ajustes polinómico y potencial así como los coeficientes de determinación de cada ajuste para las medidas con multímetro.

Modo MD	$K = d + e \times kVp + f \times kVp^2$				$K = A(kVp)^n$		
	d	e	f	R^2	A	n	R^2
W/Rh Hologic	-57.46	3.39	-0.01	0.9999	0.0023	2.792	0.9865
W/Ag Hologic	-81.67	4.6	-0.02	1	0.0007	3.197	0.9811
Mo/Mo General Electric	-43.15	-0.39	0.18	1	0.0018	3.224	0.9979
Mo/Rh General Electric	-46.91	0.001	0.15	1	0.0019	3.377	0.9944
Rh/Rh General Electric	-18.13	-1.49	0.16	1	0.0019	3.126	0.9979
W/Rh Siemens	-51.87	-3.05	-0.01	1	0.0034	2.690	0.9895
Modo TDM							
W/AI Hologic	-157.70	8.42	-0.03	0.9998	0.0018	3.082	0.9924
W/Rh Siemens	-44.95	2.62	-0.01	1	0.0056	2.506	0.9940

Tabla 6a. Dosis glandular calculada a partir de ajuste polinómico y potencial del rendimiento para medidas con la cámara de ionización en los diferentes equipos. (a) Modo MD. (b) Modo TDM.

PMMA (cm)	Selenia Dimensions			Senographe Essential			Mammomat Inspiration		
	DG (mGy) ajuste polinómico	DG (mGy) ajuste potencial	Diferencia (%)	DG (mGy) ajuste polinómico	DG (mGy) ajuste potencial	Diferencia (%)	DG (mGy) ajuste polinómico	DG (mGy) ajuste potencial	Diferencia (%)
2	0.75	0.74	2.2	0.89	0.87	1.8	0.45	0.44	2.5
3	1.00	0.98	2.2	0.94	0.92	2.4	0.60	0.58	3.5
4	1.32	1.30	1.7	1.06	1.05	1.7	0.84	0.80	3.8
4.5	1.62	1.60	1.2	1.36	1.34	1.7	—	—	—
5	1.81	1.81	0.1	1.33	1.31	1.7	1.14	1.11	2.7
6	2.12	2.07	2.4	2.03	2.00	1.7	1.60	1.58	1.5
7	2.39	2.53	5.7	2.58	2.55	1.0	—	—	—

Tabla 6b.

PMMA (cm)	Selenia Dimensions			Mammomat Inspiration		
	DG (mGy) ajuste polinómico	DG (mGy) ajuste potencial	Diferencia (%)	DG (mGy) ajuste polinómico	DG (mGy) ajuste potencial	Diferencia (%)
2	1.21	1.23	1.6	0.71	0.71	0.5
3	1.27	1.25	1.5	0.94	0.91	3.1
4	1.66	1.62	2.2	1.38	1.30	5.3
4.5	2.06	2.02	1.9	1.59	1.48	6.4
5	2.51	2.49	0.7	1.83	1.69	7.4
6	3.77	3.87	2.5	2.47	2.27	7.9
7	4.87	5.44	10.5	3.12	3.07	1.9

$$K_{kvp} = e \times kVp + f \times kVp^2 \quad (9)$$

Los resultados fueron claramente favorables a utilizar este ajuste polinómico en lugar de un ajuste potencial, obteniéndose una diferencia entre los valores del kerma en aire medidos y calculados inferior para el ajuste polinómico en todos los casos.

Respecto a la dosis glandular, los resultados fueron en general mejores para el ajuste polinómico. Sin embargo, en el caso de una función polinómica de segundo grado completa, los resultados fueron aún mejores. Por tanto, ya que lo que se busca es el mejor ajuste posible para minimizar las incertidumbres en el cálculo de la dosis glandular, se utilizó finalmente una ecuación polinómica con tres grados de libertad,

ya que ajusta mucho mejor los puntos de medida con los calculados.

Por tanto, los valores conseguidos mediante el ajuste polinómico de segundo grado resultan siempre más precisos que los valores obtenidos mediante el ajuste potencial. Hay que tener en cuenta, además, que los kilovoltajes utilizados en mamografía están comprendidos en un rango limitado y muy próximos entre ellos, por lo que es factible ajustar a una función polinómica.

La estimación de la dosis glandular utilizando el detector de referencia (cámara de ionización) a partir del kerma obtenido mediante la función potencial de ajuste y la polinómica, muestran diferencias inferiores a un 2.5% en todos los equipos excepto para espesores de mama grandes (mayores de 6 cm).

Tabla 7a. Dosis glandular calculada a partir de ajuste polinómico y potencial del rendimiento para medidas con el multímetro en los diferentes equipos. (a) Modo MD. (b) Modo TDM.

PMMA (cm)	Selenia Dimensions			Senographe Essential			Mammomat Inspiration		
	DG (mGy) ajuste polinómico	DG (mGy) ajuste potencial	Diferencia (%)	DG (mGy) ajuste polinómico	DG (mGy) ajuste potencial	Diferencia (%)	DG (mGy) ajuste polinómico	DG (mGy) ajuste potencial	Diferencia (%)
2	0.71	0.69	2.1	0.81	0.80	2.0	0.40	0.39	2.6
3	0.95	0.90	4.7	0.76	0.75	2.5	0.53	0.51	3.7
4	1.28	1.20	6.1	0.94	0.92	1.8	0.72	0.70	3.9
4.5	1.58	1.49	5.7	1.20	1.18	1.8	—	—	—
5	1.73	1.67	3.4	1.17	1.15	1.8	0.99	0.96	2.8
6	1.89	1.82	4.0	1.79	1.76	1.8	1.38	1.36	1.6
7	2.13	2.22	4.0	2.28	2.26	1.1	—	—	—

Tabla 7b.

PMMA (cm)	Selenia Dimensions			Mammomat Inspiration		
	DG (mGy) ajuste polinómico	DG (mGy) ajuste potencial	Diferencia (%)	DG (mGy) ajuste polinómico	DG (mGy) ajuste potencial	Diferencia (%)
2	1.00	0.98	2.0	0.70	0.70	0.4
3	1.01	0.99	2.0	1.01	0.98	3.0
4	1.30	1.29	1.0	1.58	1.53	3.1
4.5	1.64	1.63	0.3	1.97	1.94	1.7
5	2.04	2.08	1.6	2.36	2.38	0.8
6	3.27	3.44	4.9	3.33	3.46	3.9
7	4.67	5.32	12.2	4.31	4.65	7.2

Se ha comprobado un mejor ajuste para el kerma (kVp) con la función polinómica propuesta, pero al margen de la mejor adecuación en sí de este tipo de función a la respuesta de los equipos, también existe una explicación meramente matemática.

Si los datos de los que se dispone cumplen una relación de tipo exponencial de la forma siguiente:

$$y = Ax^n \quad (10)$$

O en su defecto, se sospecha que la puedan cumplir, el ajuste habitualmente utilizado para aproximar estos datos a la función es el método de los mínimos cuadrados. Este método consiste en minimizar el error cuadrático cometido con la ayuda de dos parámetros arbitrarios, A y n . La expresión

del error cuadrático para una función de este tipo es:

$$E = \sum_{i=1}^m (y_i - Ax_i^n)^2 \quad (11)$$

Al minimizar esta ecuación se obtiene un sistema de ecuaciones no resoluble por métodos analíticos, cuya única resolución es mediante métodos numéricos. Para solventar este problema, el procedimiento más comúnmente utilizado consiste en considerar el logaritmo de la ecuación a la que queremos ajustar los datos, obteniendo de esta manera una relación lineal:

$$\ln y = \ln n + A \ln x \quad (12)$$

Tabla 8. Diferencia en tanto por ciento en los valores de la dosis glandular con cámara de ionización y multímetro para el ajuste del kerma polinómico y potencial.

Mamógrafo	Modo	Diferencia entre cámara y multímetro (%)	
		Polinómico	Potencial
Selenia Dimensions	MD	6.2	8.7
	TDM	16.6	15.9
Senographe Essential	MD	12.4	12.5
Mammomat Inspiration	MD	12.7	12.8
	TDM	16.7	20.6

Sin embargo, la solución obtenida de esta forma no es la que se hubiese logrado con el método de los mínimos cuadrados para el problema original, y esta aproximación puede, en algunos casos, diferir significativamente del resultado conseguido si no se hubiese utilizado el logaritmo para transformar la ecuación.²³

Por lo tanto, el ajuste polinómico se corresponde mejor con el problema original que el ajuste potencial utilizando la aproximación logarítmica para resolver el sistema de ecuaciones. Esto coincide con los resultados obtenidos en este trabajo.

Por tanto, se propone utilizar el ajuste a una función polinómica para la función de kerma (kVp) en lugar de la potencial que propone el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico.

Por otra parte, las diferencias encontradas en la estimación de la dosis glandular a partir de las medidas realizadas con la cámara de ionización y con el detector semiconductor se encuentran alrededor del 10%, por lo que el cálculo de la dosis glandular es muy dependiente del detector utilizado para la obtención del kerma y la CHR. Esto implica que el detector tiene una mayor influencia porcentual en la estimación de la dosis glandular que la influencia por el tipo de función de ajuste empleado para la obtención del kerma. Por esta razón, es fundamental conocer la respuesta de los diferentes detectores disponibles, pues pequeñas variaciones en las medidas afecta en un porcentaje considerable a la estimación de la dosis glandular.

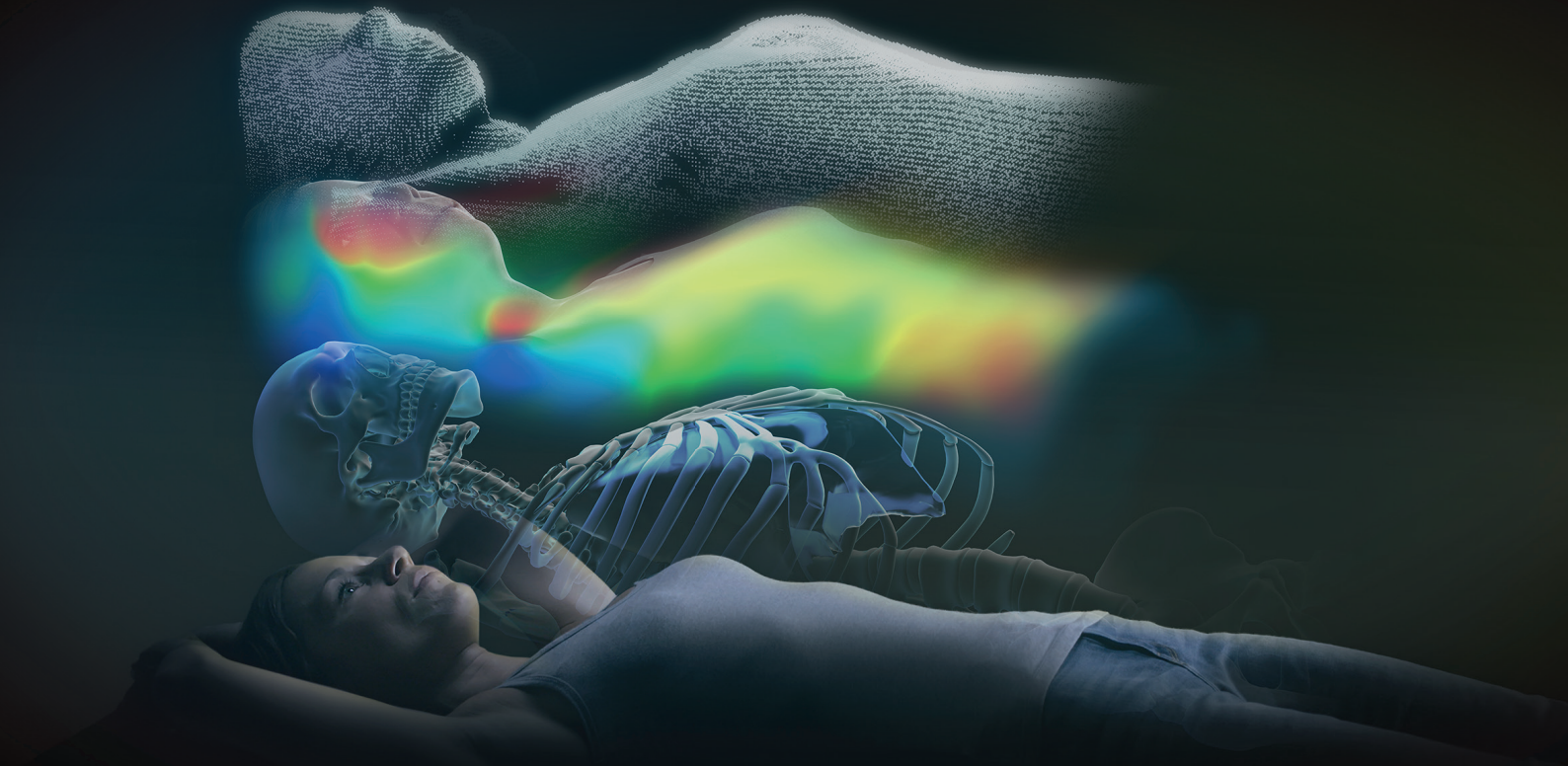
Como conclusión, es importante utilizar el mismo equipo de medida en los controles de calidad, con la misma disposición y con una adecuada metodología de ajuste que minimice las incertidumbres obtenidas en la estimación de la dosis glandular.

En todo caso, es imprescindible tener bien caracterizados nuestros detectores y conocer cómo afectan a la dosis glandular.

Bibliografía

1. Yaffe MJ, Mainprize JG. Risk of Radiation-induced Breast Cancer from Mammographic Screening. *Radiology* 2011; 258(1):98-105.
2. International Commission on Radiation Units and Measurements. Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. ICRU report 74: Oxford University Press;2005.
3. International Commission on Radiological Protection. Statement from the 1987 Como Meeting of the ICRP. Publication 52: Pergamon Press;1987.
4. Dance DR. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. *Phys Med Biol.* 1990;35(9):1211-9.
5. Dance DR, Skinner CL, Young KC, Beckett JR, Kotre CJ. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys Med Biol.* 2000;45(11):3225-40.
6. Dance DR, Young KC, Van Engen RE. Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols. *Phys Med Biol.* 2009; 54(14): 4361-4372.
7. Sobol WT, Wu X. Parametrization of mammography normalized average glandular dose tables. *Med Phys.* 1997;24(4): 547-54.
8. Boone JM. Normalized glandular dose (DgN) coefficients for arbitrary x-ray spectra in mammography: computer-fit values of Monte Carlo derived data. *Med Phys.* 2002;29(5): 869-75.
9. Castillo M, Garayoa J, Estrada C, Tejerina A, Benítez O, Alcazar A, et al. Tomosíntesis de mama: mamografía sintetizada versus mamografía digital. Impacto en la dosis. *Rev Senol Patol Mamar.* 2015; 28(1): 3-10.
10. Zuley M, Bandos A, Ganott M, Sumkin J, Kelly A, Catullo V, et al. Digital Breast Tomosynthesis versus supplemental diagnostic mammographic views for evaluation of noncalcified breast lesions. *Radiology.* 2013;266(1):89-95.
11. Skaane P, Bandos A, Eben E, Jepsen I, Krager M, Haakenaasen U, et al. Two-view digital breast tomosynthesis screening with synthetically reconstructed projection images: comparison with digital breast tomosynthesis with full-field digital mammographic images. *Radiology.* 2014;271:655-63.
12. Skaane P, Bandos A, Gulien R, Eben E, Ekseth U, Haakenaasen U et al. Comparison of digital mammography

- alone and digital mammography plus tomosynthesis in a population-based screening program. *Radiology*. 2013;267: 47-56.
13. Dance DR, Young KC, Van Engen RE. Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis: Factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols. *Phys Med Biol*. 2011;56: 453-71.
 14. Sechopoulos I, Sabol JM, Berglund J, Bolch WE, Brateman L, Christodoulou E et al. Radiation dosimetry in digital breast tomosynthesis: Report of AAPM Tomosynthesis Subcommittee Task Group 223. *Med Phys*. 2014; 41(9):091501.
 15. Sechopoulos I, Suryanarayanan S, Vedantham SC, Karellas A. Computation of the glandular radiation dose in digital tomosynthesis of the breast. *Med Phys*. 2007;34(1): 221-32.
 16. Gennaro G, Avramova-Cholakova S, Azzalini A, Chapel ML, Chevalier M, Ciraj O, et al. Quality Controls in Digital Mammography protocol of the EFOMP MammoWorking group. *Phys Medica*. 2018;48:55-64.
 17. S. Avramova-Cholakova S, Vassileva J, Borisova R, Atanasova I. An estimate of the influence of the measurement procedure on patient and phantom doses in breast imaging. *Radiat Prot Dosimetry*. 2008;129(1-3):150-4.
 18. Robson K J. A parametric method for determining mammographic X-ray tube output and half value layer. *Br J Radiol* 74. 2001;335-40.
 19. Nickoloff EL, Berman HL. Factors affecting X-ray Spectra. *Radiographics*. 1993;13(6):1337-48.
 20. EFOMP Mammo Working Group. Quality Controls in Digital Mammography. 2015.
 21. SEFM, SEPR, SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión 2011. Madrid: Senda Editorial; 2012.
 22. R.E. Van Engen RE, Bosmans H, Bouwman RW, Dance DR, Heid P, Lazzari B, et al. Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems. Version 1.03. Nijmegen; 2018.
 23. Burden RL, Faires DJ, Burden AM. Approximation theory. Numerical Analysis. 10th edition. Boston: Cengage Learning; 2016.



EXACTRAC DYNAMIC*

A New Dimension of Patient Positioning & Monitoring

Learn how the next generation of ExacTrac is streamlining radiotherapy treatments for a broad range of clinical workflows at brainlab.com/exactrac.

Evaluación de la constancia de la energía empleando un sistema de imagen portal

Using an Electronic Portal Imaging Device for routine energy constancy assessment

Leticia Irazola Rosales, Álvaro Perales Molina, Borja Aguilar Redondo, Luis Ramos García, Benigno Barbés Fernández

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Clínica Universidad de Navarra.

Fecha de Recepción: 07/11/2019 - Fecha de Aceptación: 15/01/2020

Objetivo: Presentar una metodología para el control diario de la calidad energética del haz en rutina clínica, alternativa al uso de sistemas comerciales, empleando el sistema de imagen portal en combinación con un par de piezas cilíndricas de aluminio.

Método: Degradando externamente el haz de fotones, se consiguió una desviación en el parámetro representativo de la energía ($PDD_{20,10}$: cociente de porcentaje de dosis a las profundidades de 20 y 10 cm, respectivamente) de en torno al 2%, considerada como clínicamente relevante. La metodología propuesta se validó para la detección de esta perturbación del haz.

Resultados: Se observó que, de manera reproducible, el método era capaz de distinguir las desviaciones efectuadas en la energía del haz, y se establecieron unos valores umbral de alarma.

Conclusiones: La metodología propuesta permite detectar desviaciones clínicamente relevantes de la energía, mediante el uso del sistema de imagen portal y dos piezas cilíndricas de aluminio. El sistema ha demostrado ser fiable y sencillo de implementar, sin requerir equipamiento adicional.

Palabras clave: Control de calidad diario, imagen portal, factor de calidad del haz.

Introduction: In the present work, we aimed to present an alternative methodology to the use of commercial devices for daily quality assurance of the linac energy in the clinic using the electronic portal-imaging device combined with a pair of cylindrical aluminum pieces.

Methodology: With an external degradation of beam energy, we achieved a modification of around 2% (considered as clinically relevant) in the representative energy parameter ($PDD_{20,10}$: ratio of dose percentage at 20 and 10 cm depths, respectively). The proposed methodology was then validated for the detection of this beam perturbation.

Results: We observed that the methodology was able to distinguish the intentioned deviations performed in photon energy with a good reproducibility, obtaining threshold-warning levels.

Conclusions: The new methodology allows to establish a warning in case of a deviation clinically relevant in beam energy quality with the only use of the portal-imaging system together with a couple of aluminium pieces. The system has demonstrated to be reliable as well as easy to implement without needing extra equipment.

Key words: Daily quality control, EPID, beam quality factor.

1. Introducción

Habitualmente, en el ámbito de la física médica, se emplea el término calidad del haz de un acelerador lineal como análogo a la energía del mismo. Aunque en la literatura existen diversos parámetros descripti-

vos de la calidad del haz, los más empleados suelen ser el porcentaje de dosis absorbida en profundidad (*Percentage Dose Depth*, PDD) y la razón tejido maniquí (*Tissue-Phantom Ratio*, TPR), basados en la penetración de un haz en un medio homogéneo como es el agua.¹ El protocolo español, basándose en las

*Correspondencia: lirazola@unav.es

<https://doi.org/10.37004/sefm/2020.21.1.003>

indicaciones de la IAEA (*International Atomic Energy Agency*) y AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*), establece distintas periodicidades para evaluar la constancia de este parámetro, según el sistema de verificación empleado, a saber: diario para un sistema de verificación rápida, mensual para una verificación con maniquí sólido y anual para el caso de una determinación directa del TPR_{20,10}.^{2,3} En el documento TG-40 de la AAPM se establece una evaluación de la constancia del factor de salida del campo (dosis por unidad monitor, medida en condiciones estándar) con una periodicidad mensual.³⁻⁵

Tradicionalmente, en las medidas de control de calidad diario, se emplean sistemas de verificación rápida con equipos comerciales basados en matrices de detectores, tales como *QuickCheck^{webline}* (PTW, Freiburg, Germany), *StarTrack* (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) o *Daily QATM3* (Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL). Estos equipos presentan una fiabilidad aceptable dada la alta reproducibilidad y adecuada incertidumbre en la medida.¹ En este tipo de dispositivos, se evalúa un parámetro representativo de la calidad del haz (*Beam Quality Factor*, BQF) y se estudian las posibles desviaciones diarias respecto a un valor considerado como referencia. Estos sistemas suelen emplear un filtro metálico (usualmente de aluminio o plomo) para atenuar la lectura obtenida respecto al valor central, siendo el cociente entre estos dos valores considerado como subrogado de la calidad del haz. El análisis estadístico del parámetro analizado por el dispositivo, a través del cálculo de su varianza, permite conocer la constancia de la calidad del haz estudiado.

En el caso del equipo *QuickCheck*, el BQF para fotones se determina a partir de la lectura de una de las cámaras ventiladas (no central) disponibles para fotones (E_i , donde i representa la energía a estudio, disponiendo de distintos espesores de material absorbente sobre el detector) y la del eje central (*Central Axis*, CAX) para un campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Entonces, a partir de una relación polinómica, proporciona un valor como subrogado de la calidad del haz (BQF), con una precisión de cuatro decimales (los detalles de este ajuste no se encuentran disponibles para los usuarios⁵). Para este detector, empleado en condiciones de referencia, los estudios apuntan a un comportamiento aproximadamente lineal entre la variación de la energía y el parámetro BQF. Así, la recomendación en los valores límite de desviación de este parámetro suelen estar en torno al 5%, sin superar el $\pm 10\%$.⁵⁻⁷

Por otro lado, el sistema *StarTrack* presenta unas placas adicionales para la evaluación de la constancia de la energía, empleando un algoritmo a partir del cociente de la señal de las cámaras. Finalmente, en el equipo *Daily QA-3* la energía de fotones se verifica evaluando las variaciones en la planitud (*flatness*) del haz en medidas consecutivas, empleando las cuatro cáma-

ras de ionización (a 11.3 cm del centro) y la cámara central, considerando como valores límite desviaciones del 3%.⁸

Los principales inconvenientes de estos dispositivos son el tiempo empleado en su posicionamiento, proceso que además puede introducir variaciones en la homogeneidad y simetría del haz, junto con las incertidumbres asociadas al propio sistema de medida. Diversas publicaciones sugieren el uso de un sistema de imagen portal (*Electronic Portal Imaging Device*, EPID) como método alternativo para el control de calidad diario a través de un análisis basado en la imagen.⁹⁻¹² Una vez evaluado el sistema y controlado su funcionamiento (siguiendo las guías de la AAPM), diversos estudios han demostrado su uso como alternativa para la realización de controles de calidad inherentes al haz de radiación.¹³⁻¹⁴ Muchas de las pruebas establecidas en los programas de garantía de calidad de los aceleradores lineales se llevan a cabo en diversos centros de manera rutinaria empleando sistemas de imagen portal como la verificación de los tamaños de campo, la posición de las láminas de los colimadores multilámina (MLC), la coincidencia de isocentros de kV y MV, y la dosimetría relativa: planitud, simetría, calidad del haz y congruencia campo de luz-radiación. Cabe resaltar la importancia de la caracterización del EPID, en términos de periodicidad y tolerancia para su uso en control de calidad diario.

En nuestro centro, el control de calidad diario para la evaluación de los parámetros citados se lleva a cabo desde hace 4 años con el sistema de imagen portal, a partir de la irradiación de campos abiertos, con una duración aproximada de unos cinco minutos. Se toman siete imágenes: una de tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para cada energía, una de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ y otra con el colimador girado 180° . Las imágenes son analizadas en un programa de Matlab, para evaluar la constancia del campo de radiación en términos de simetría, planitud, tamaño y posicionamiento del mismo, así como el factor de salida. Este último parámetro se considera a partir de la dosis depositada en el panel, empleando como subrogado el ennegrecimiento de la imagen. Para obtener una evaluación completa del haz siguiendo esta metodología, se requiere evaluar también la constancia de la calidad del haz. Por ello, empleando las medidas realizadas en el control de calidad diario, este trabajo propone un método basado en la atenuación del haz al atravesar dos cilindros de aluminio situados en posiciones fijas sobre la superficie del EPID, dentro del haz de radiación, pero periféricas para no perturbar el resto de parámetros analizados en el control calidad diario. De esta forma, aprovechando la tanda de medidas realizadas para el estudio de parámetros geométricos del haz, se pretende evaluar un parámetro representativo de calidad del haz (análogo al BQF), de manera adicional y sin requerir medidas extras en el procedimiento. Para evaluar la bondad de la metodología propuesta, se

realizaron las mismas medidas empleando dos dispositivos de PTW (*QC-6* y *QuickCheck*) y se compararon los resultados. Cabe destacar que el propósito de este sistema no es dar un valor exacto de la desviación de la energía, sino proporcionar un indicador sensible a una desviación reseñable en la energía del haz, señalando la necesidad de realizar medidas más exhaustivas.

2. Material y métodos

Las mediciones de este trabajo se llevaron a cabo en dos aceleradores lineales Elekta Versa HD (Elekta AB, Stockholm Sweden) con el sistema *iViewGT* para la imagen portal. Este EPID consiste en un panel detector de Si amorfo de $41 \times 41 \text{ cm}^2$ ($26 \times 26 \text{ cm}^2$ en isocentro), que permite la obtención de imágenes de 1024×1024 píxeles de 16 bits. El procesamiento de imágenes fue llevado a cabo empleando *Matlab2019a* (R9.6, TheMathWorks Inc., Natick, MA, 2000).

2.1. Caracterización del sistema de imagen portal

2.1.1. Evaluación de la constancia

Para asegurar que la metodología propuesta proporciona un margen de confianza adecuado para detectar posibles desviaciones en la energía del haz, se estudió la constancia del factor de salida (evaluado rutinariamente en términos de valor de pixel en el centro del panel, considerando los 101×101 pixel centrales de este) durante un periodo de 4 meses. Se emplearon las mismas condiciones de irradiación del control de calidad diario: 100 UM en un campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para todas las energías disponibles en la máquina (6 y 10 MV en modalidad *Flattening Filter Free* (FFF), y 6, 10 y 15 MV con el filtro aplanador).

2.1.2. Evaluación de la linealidad

Se analizó también la respuesta de ambos sistemas de imagen portal en el rango 95 a 105 UM, en intervalos de 1 UM. El estudio se realizó con y sin cilindros, para evaluar la posible modificación en la respuesta al interponer estos al haz.¹⁵

2.2. Perturbación de la energía del haz

Para evaluar la sensibilidad del método propuesto para el estudio de la constancia de la energía del haz, se propuso degradar la misma. Puesto que su modifi-

cación a partir del ajuste de parámetros del acelerador como la corriente del imán de deflexión (*Bending Magnet Current*, BMI) supone la intervención del servicio de mantenimiento y compromete el tratamiento de pacientes mientras se realizan las medidas, se consideró más adecuada una modificación externa del mismo. Desviaciones en el BMI de un $\pm 10\%$ para haces FF y FFF, implican un cambio de alrededor de $\pm 1.5\%$ en la medida de rendimiento en profundidad (PDD).^{6,16} Considerando estos valores como desviaciones clínicamente relevantes, se procedió a degradar la energía en porcentajes similares.

El sistema elegido para modificar el haz consistió en la colocación de unas láminas metálicas a la salida de este (Fig. 1) que redujera la contribución de las energías bajas. Con el objeto de conseguir la degradación deseada, se realizaron diferentes pruebas en términos de material, distancia y número de láminas para cada energía, optando finalmente por un sistema de láminas de cobre de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y 1 cm de espesor, ubicadas aproximadamente a 10 cm de la retícula del haz (Fig. 1). Las desviaciones conseguidas fueron evaluadas con un diodo IBA PFD3G 322-600 en una cuba de agua, según el protocolo establecido.⁴ Para mayor seguridad, las medidas se realizaron dos veces, con un mes de separación entre ellas, obteniendo resultados comparables.

2.3. Análisis con cilindros

2.3.1. Sistema de medida

Una vez conseguida la degradación deseada en la energía, para garantizar la sensibilidad y reproducibilidad del sistema, se evaluaron distintos espesores de cilindros (de 3.75 cm de diámetro) y posicionamiento de estos sobre el sistema de imagen. Como el objetivo era implementar este procedimiento en el control de calidad rutinario en la clínica, se estudió la posible influencia del uso de los cilindros en el análisis de los restantes parámetros de interés: factor de salida, simetría, planitud de haces convencionales o perfil de haces FFF, centrado del haz y tamaño de campo. Se compararon diariamente los valores obtenidos con y sin los cilindros durante un periodo superior a un mes.

Para la elección del sistema de cilindros más adecuado, se hicieron diversas pruebas colocando primero cuatro cilindros de espesores comprendidos entre 0.5 y 3 cm, evaluando la variación en el parámetro de factor de corrección de energía (FCE) obtenido para cada energía (inicialmente en los cuatro cuadrantes centrales del campo). Una vez encontrado la disposición óptima (Fig. 2), se evaluó la desviación que implicaba esta

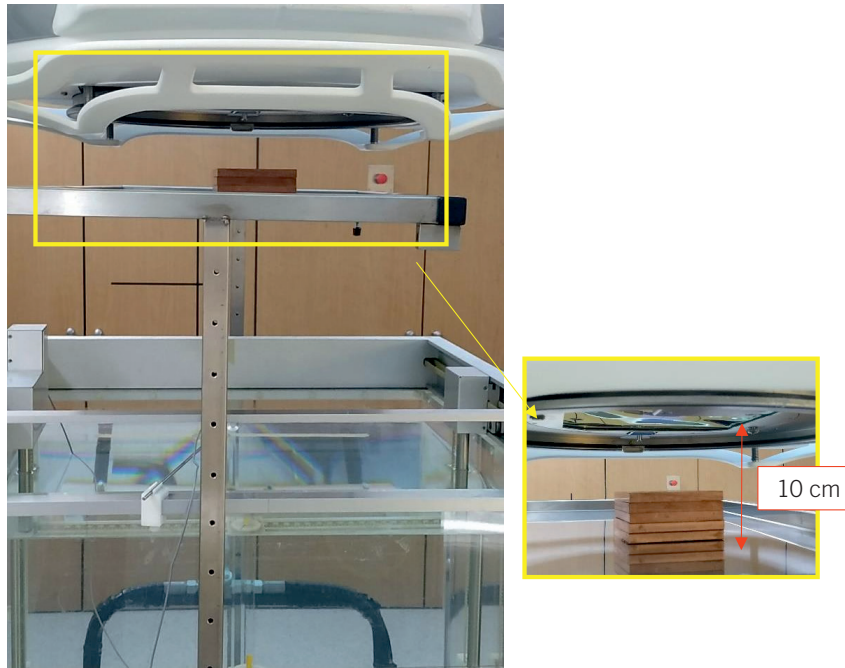


Fig. 1. Sistema basado en el uso de láminas de Cu de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y 1 cm de grosor, empleadas para modificar el haz de fotones.

distribución, analizando tanto los perfiles y como los resultados del proceso de control de calidad durante días sucesivos con y sin el sistema de cilindros. El espesor de los mismos, se fijó tras analizar la constancia de los valores FCE,¹ de acuerdo con los más reproducibles para el conjunto de energías a analizar.

Se repitieron al menos diez veces todas las medidas, en distintos días, para asegurar su reproducibilidad. Estas medidas fueron realizadas también en otro acelerador Versa HD (con un modelo de EPID posterior), empleando una geometría de medida análoga, con resultados equivalentes.

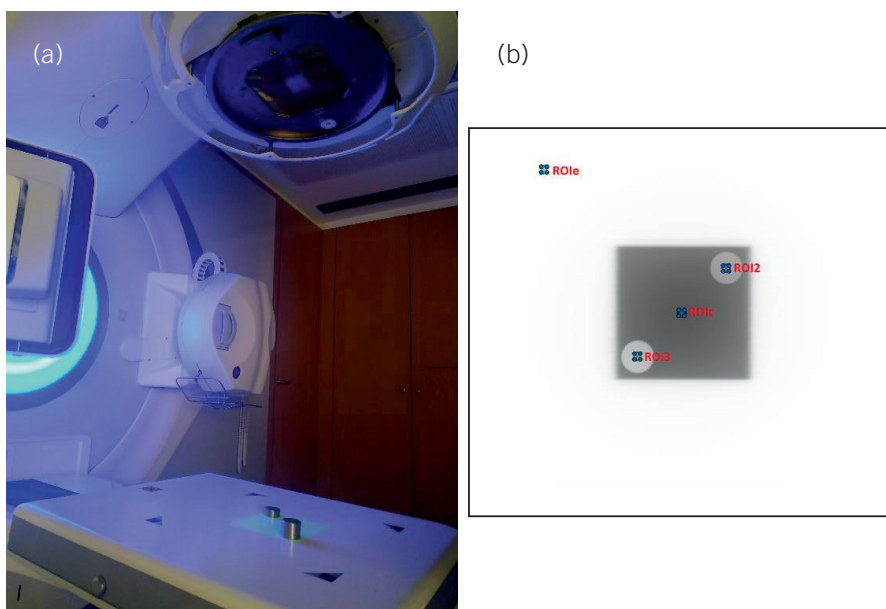


Fig. 2. (a) Montaje de medida con sistema de 2 cilindros y (b) imagen obtenida con el EPID tras ser analizada con Matlab.

2.3.2. Análisis de imágenes

Una vez adquiridas las imágenes para las distintas energías en condiciones de referencia ($10 \times 10 \text{ cm}^2$, 100 UM) con el EPID, fueron exportadas en formato TIFF (*Tagged Image File Format*) junto con un fichero ASCII (*American Standard Code for Information Interchange*) que contiene un factor de normalización en valor de pixel que es aplicado automáticamente por el programa de adquisición de imágenes portal. Se procesan las imágenes para localizar el centro de los cilindros y poder tomar una región de análisis (*Region Of Interest*, ROI). En primer lugar, se realiza una discretización binaria de las mismas, empleando diferentes sensibilidades hasta lograr la detección de los círculos correspondientes a los cilindros colocados durante la medida. Una vez localizados, se toman ROIs circulares de la cuarta parte del radio del círculo detectado, y se calcula el valor promedio de píxel en estas ROI, para obtener el factor de calidad de energía (*FCE*):

$$FCE = \frac{(ROI_i - ROI_e)}{(ROI_c - ROI_e)} \quad (1)$$

donde (ver Fig. 2b):

- ROI_i : en el círculo correspondiente al cilindro i a estudiar
- ROI_e : en un punto fuera del campo de irradiación
- ROI_c : en el centro del campo, fuera de los círculos

Como este sistema pretende ser un indicador sensible a una desviación del orden del 2% en el $PDD_{20,10}$, se evaluó la constancia tanto de los valores de cada ROI, como de los parámetros FCE para cada una de las cinco energías disponibles, en ambos aceleradores lineales.

2.4. Comparación con otros sistemas

Para comparar la capacidad de detección de constancia en la energía de la metodología aquí presentada, se interpusieron a un haz de 15 MV distintos grosores de Cu (con el objeto de generar distintas modificaciones en la energía), y se estudió el cambio del haz por distintos métodos: el propuesto en este trabajo, la medida de PDD con cuba de agua (siguiendo el protocolo TG-40), un equipo QuickCheck y un equipo QC-6. En caso de QuickCheck, se analizó el parámetro obtenido directamente con el programa comercial (*BQF*); en el caso del QC-6, se comparó el

cociente entre la cámara central y una de las ubicadas en las esquinas del campo.

3. Resultados

3.1. Caracterización del sistema de imagen portal

Los resultados obtenidos en la desviación estadística del factor de salida medido en el control de calidad diario con el sistema de imagen portal en el período de duración de este estudio, mostraron desviaciones menores del 1%.

En el caso del análisis de la respuesta del sistema portal al irradiar con diferente número de UM, se obtuvieron valores de R^2 superiores a 0.99 para el ajuste lineal, en todas las energías disponibles para ambos aceleradores. Se verificó también de manera adicional que el montaje de cilindros no perturbaba dicha linealidad. Eventualmente, se comprobó que una nueva calibración del EPID no afectaba a la linealidad de la respuesta ni al FCE (conviene tener en cuenta que la respuesta no procesada de ese panel no es lineal, ni lo es el proceso de calibración).

3.2. Degradación de la energía del haz

Se comprobó que el sistema empleado para la degradación del haz (ver 2.2) no modifica sustancialmente parámetros característicos del haz, como la planitud y simetría de los perfiles o la forma de los PDD (Fig. 3). Fue necesario aumentar la tasa de muestreo de las medidas con diodo para disminuir el ruido, dada la disminución de fluencia causada por la interposición de las láminas de Cu.

Los resultados de las variaciones del parámetro $PDD_{20,10}$ con y sin el montaje empleado para el degradado obtenidos se muestran en la Tabla 1. Tal y como se ha mencionado previamente, esta perturbación del haz pretende hacerlo más penetrante, generando una modificación en la energía que podría tener repercusión clínica.¹⁵

Se verificó adicionalmente que el panel plano mide de forma fiable a fluencias bajas, de forma que la disminución de la fluencia causada por la degradación del haz era reproducible.

3.3. Análisis con cilindros

Con una configuración inicial en que se situaban 4 cilindros en los cuadrantes centrales, se observó una alteración importante tanto en los perfiles como en los

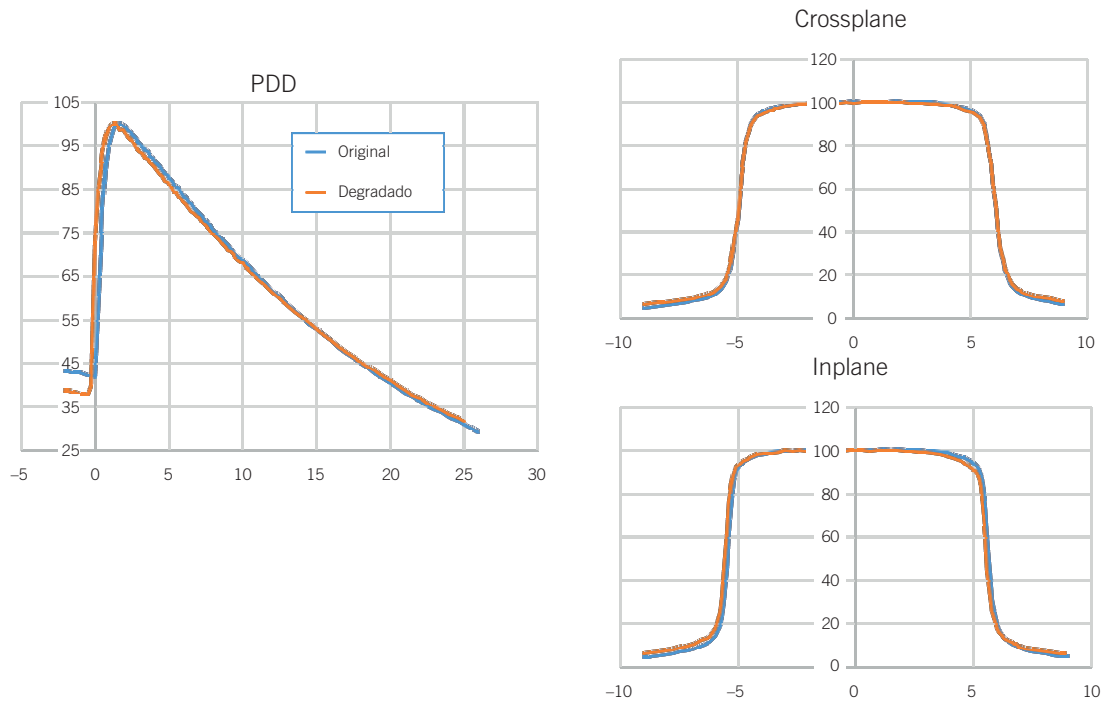


Fig. 3. Representación gráfica de los parámetros del haz al degradarlo con el sistema de bloques de Cu.

parámetros indicativos de la calidad del haz: factor de salida, tamaño de campo, forma de los perfiles, simetría. Para evitarlo, se modificó el sistema de medida alejando los cilindros del centro. En vista de los valores obtenidos y considerando su reproducibilidad, se consideró más adecuado utilizar el cilindro de menor espesor (1.5 cm, denotado por FCE2) para las energías sin filtro de 6 y 10 MV, y el cilindro de mayor espesor (3 cm, FCE3) para las energías con filtro de 6, 10 y 15 MV, colocados en las posiciones que se muestran en la Fig. 2.

La desviación típica encontrada para esta última configuración entre ambos montajes (con el sistema elegido y sin cilindros) se encuentra por debajo del 1%

para todos los parámetros estudiados en el control de calidad diario, compatible con la variación diaria medida para el propio sistema de imagen portal.

Los resultados obtenidos para la constancia y la desviación porcentual del parámetro FCE al degradar el haz sirvieron para establecer los valores límite a modo de alarma, indicativa de una variación significativa en la calidad de energía esperada (aproximadamente 2%), mostrados en la Tabla 2, representando la variación porcentual respecto al caso de la energía sin degradar.

3.4. Comparación con otros sistemas

Los resultados de las desviaciones porcentuales respecto al valor diario del parámetro BQF, obtenidos al medir con QuickCheck (empleado habitualmente en otro acelerador Versa), se muestran a modo de comparación en la última columna de la Tabla 2.

En la Fig. 4, se muestran las desviaciones porcentuales obtenidas con respecto a la medida sin degradar en dos de los métodos estudiados para la evaluación de la degradación en 15 MV: obtención del parámetro PDD_{20,10} en cuba de agua, y el parámetro FCE propuesto en este trabajo. Se observa un comportamiento aproximadamente lineal con el aumento de láminas interpuestas en el haz para conseguir la degradación deseada. Para energías menores, la linealidad es más acusada. En base a estos resultados, el

Tabla 1. Desviaciones obtenidas en el parámetro PDD_{20,10} y modificación en el output factor (indicador de la fluencia) para todas las energías disponibles, con el sistema de láminas de Cu.

Energía	Nº láminas/ espesor Cu (cm)	Desv(%) PDD _{20,10}	Desv(%) f. salida
6 MV FFF	1	2.0 ± 0.6	41.6 ± 0.2
6 MV	2	2.1 ± 0.3	58.5 ± 0.1
10 MV FFF	2	2.3 ± 0.0	57.2 ± 0.2
10 MV	5	2.2 ± 0.3	81.9 ± 0.1
15 MV	7	2.1 ± 0.3	89.5 ± 0.1

Tabla 2. Valores promedio y desviaciones porcentuales consideradas como “alarma” (indicando una variación importante en la calidad de la energía del haz) en el valor del parámetro FCE (Factor de Calidad de Energía) en las dos cilindros empleadas (2 y 3) al degradar la energía con el sistema propuesto. En la última columna se muestran las desviaciones encontradas con el QC de PTW entre el haz normal y el modificado con el sistema de Cu.

Energía	FCE 2($\times 10^{-1}$)	Alarma FCE 2 (%)	FCE 3	Alarma FCE 3 (%)	Δ BQF
6 MV FFF	5.491 \pm 0.004	4.5	3.716 \pm 0.005	7.0	20.6
6 MV	6.599 \pm 0.003	2.5	4.467 \pm 0.004	4.0	17.8
10 MV FFF	5.693 \pm 0.006	6.0	3.964 \pm 0.004	8.5	17.8
10 MV	7.461 \pm 0.004	1.5	5.290 \pm 0.004	2.0	22.3
15 MV	7.856 \pm 0.003	2.0	5.627 \pm 0.003	2.5	18.4

FCE puede servir como criterio de “alarma” fiable para desviaciones del orden del 2% en la energía, sin ser un método de medida de dicha energía.

Al medir el haz degradado con los dispositivos comerciales, observamos comportamientos inesperados, quizá debidos al método de degradado. El parámetro BQF, indicador de la calidad de energía del QuickCheck, se modifica en torno a un 20% y se mantiene más o menos constante para cualquier espesor de láminas empleado. En el caso del QC-6, se obtiene un comportamiento más próximo al esperado, con desviaciones comprendidas entre un 0.1 y 1.5% para el parámetro representativo de la calidad energética del haz.

4. Discusión

Las bajas desviaciones obtenidas en el uso del EPID para el control de calidad diario, avalan la fiabilidad del sistema para su uso en rutina clínica. Además,

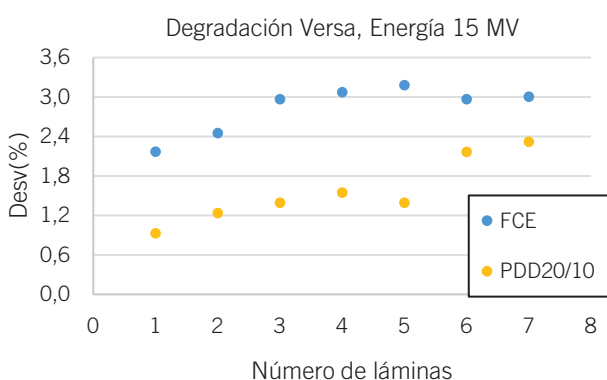


Fig. 4. Representación gráfica de las desviaciones porcentuales obtenidas en los parámetros PDD_{20,10} (analizado con cuba) y el FCE (Factor de Calidad de Energía) cuando se realiza una degradación empleando distinto número de láminas de Cu en la energía de 15 MV y se compara con la energía normal.

los valores obtenidos se hallan en concordancia con los estimados por otros grupos para este mismo tipo de EPID,¹⁵ al igual que sucede para el estudio de la linealidad. Los valores medidos nos permiten considerar que las desviaciones obtenidas con el sistema y las tolerancias indicadas en este manuscrito se pueden tomar como un indicador adecuado para una posible variación en la energía, despreciando las posibles fluctuaciones debidas a las características intrínsecas del sistema de imagen.

El método propuesto para la degradación de la energía del haz, consistente en interponer unas láminas de Cu entre este y el EPID sin tener que modificar los ajustes del haz en el linac, resultó eficaz y reproducible. Las desviaciones obtenidas en el parámetro PDD_{20,10} nos permiten verificar que, efectivamente, se consigue modificar la calidad del haz en torno a un 2%, valor que consideramos clínicamente relevante (como nivel de acción). Se observó una buena reproducibilidad de este sistema evaluada tanto con la medida de PDD_{20,10} como con la evaluación de la fluencia que alcanza el EPID (resultados mostrados en Tabla 1). La constancia de los valores FCE obtenidos junto con la reproducibilidad de la metodología empleada para la degradación del haz, hacen que el sistema de cilindros aquí propuesto resulte un sistema adecuado a modo de alarma para la posible variación en la calidad de la energía del acelerador clínico para usar en el control de calidad diario.

Las pequeñas desviaciones obtenidas en la estimación de los parámetros que se analizan de forma diaria en el acelerador clínico con el sistema de EPID (factor de salida, forma de los perfiles, simetría, tamaño de campo, etc.) al emplear el sistema de cilindros descrito, lo convierten en una metodología apta para su implementación en rutina clínica, y más completo que el uso de detectores dedicados. Además, la constancia de los valores del parámetro FCE, introducido aquí como un subrogado para la evaluación de la constancia de la calidad del haz, permite el establecimiento de unas alarmas propias de cada acelerador clínico y

que resultan fiables como indicador de la necesidad de ajustar la energía analizada.

Los valores y la variabilidad observada del parámetro FCE (para ambos cilindros), nos permitió definir unos valores orientativos como referencia y alarma (desviaciones porcentuales de la referencia), respectivamente. Consideramos que, si se desea introducir esta metodología en otro centro o acelerador clínico, se debería realizar un análisis para evaluar tanto el espesor de cilindro necesario como los valores alarma para adaptarlos a las condiciones específicas, siguiendo el procedimiento que se ha expuesto en este estudio.

Finalmente, la comparación de los resultados obtenidos con las desviaciones indicadas por los sistemas comerciales QuickCheck y QC-6, y el uso de dos versiones distintas de panel plano del mismo fabricante, respaldan la metodología propuesta para su uso en los controles de calidad diarios en la clínica.

5. Conclusiones

Este trabajo presenta una metodología para la evaluación diaria de la constancia de la energía del haz empleando el propio sistema de imagen portal de los aceleradores clínicos. El montaje, basado en el uso de dos cilindros de aluminio directamente colocados sobre el EPID, se ha mostrado como un método reproducible para la detección de desviaciones en el parámetro representativo de la energía PDD_{20,10} de un 2%, variación considerada relevante en la clínica. La realización repetida de este proceso en dos aceleradores clínicos, junto con su comparación con sistemas comerciales para el control de calidad diario, nos han permitido establecer unos valores alarma para su uso en rutina clínica, permitiendo por tanto detectar una posible desviación en la energía del haz y poder actuar en consecuencia.

Bibliografía

1. Pinza c, Lliso F. Control de Calidad en Aceleradores de Electrones para uso médico. Madrid SEFM;2009.
2. Adreo P, Burns DT, Hohlfeld K, Huq MS, Kanai T, Laiano F, Smyth V and Vynkier S. IAEA TRS-398 Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. IAEA 2006.
3. Klein EE, Hanley J, Bayouth J et al., Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys* 2009;36(9):4197-212.
4. KutcherGJ, Coia L, Gillin M et al., Task Group 40: Comprehensive QA for Radiation Oncology. AAPM Report nº 46, April 1994.
5. Thwaites DI, Mijnheer B, Mills JA. Quality assurance of external beam radiotherapy. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2005. 407-450.
6. Mosleh-Shirazi MA, Rahimi S, Karbasi S. Medium-term stability of the photon beam energy of an Elekta Compact TM linear accelerator based on daily measurements of beam quality. *IrJ Med Phys*;2016;12(4):230-5.
7. True Beam Stability: Results After 6 Months https://www.wienkav.at/kav/kfj/91033454/physik/tb/tb_beam_stability.htm
8. Binny D, Lancaster CM, Kairn T, Trapp JV, Crowe SB. Technical note: Monitoring daily QA3 constancy for routine quality assurance on linear accelerators. *Phys Medica* 2016;32(11):1479-87.
9. Patallo S and García F. Uso del Sistema imagen portal electrónica iViewGT para control de calidad del haz de radiación de un acelerador lineal de uso clínico. *Rev Cub Fis* 2010;27(2B):251-6.
10. BudgellGJ, Zhang R and Mackay RI. Daily monitoring of linear accelerator beam parameters using an amorphous silicon EPID. *Phys Med Biol* 2007;52:1721-33.
11. Ding A, Xing L and Han B. Development of an accurate EPID-based output measurement and dosimetric verification tool for electron beam therapy. *Med Phys* 2015;42:4190-8.
12. Saleh Z, Tang X, Song Y et al., Can EPID based measurement replace traditional daily output QA on Megavoltage linac?. *Med Phys* 2016;43(6)P26.
13. Wang y, Heaton R, Norrlinger B and Islam M. Quality assurance of electron beams using a Varian electronic portal imaging device. *Phys Med Biol* 2013;58:5461-75.
14. Andersson P. Utilizing statistical process control analysis and EPID for routine QA of medical linear accelerators. MS Lund University 2011.
15. Cilla S, Fidanzio A, Greco F, Sabatino D, Russo A, Gargiulo L, Azario L and Piermattei A. Correlation functions for ElektaaSiEPIDs used as transit dosimeter for open fields. *J ApplClin Med Phys*2010;12(1):218-33.
16. Gao S, Balter PA, Rose M and Simon WE. A comparison of methods for monitoring photon beam energy constancy. *J ApplClinMedPhys* 2016;17(6):242-53.

Requisitos básicos para los sistemas de registro y gestión de dosis en pacientes sometidos a exploraciones de diagnóstico por imagen

Basic requirements for systems of dose management and recording in imaging diagnostic examinations

Santiago Miquelez Alonso¹, Miguel Ángel Peinado Montes², José Miguel Fernández Soto³, José Manuel Ordiales Solís⁴, Luis Alejo Luque⁵, Julio Fco. Almansa López⁶, Joan Font Gelabert⁷

¹ Jefe de Servicio de Radiofísica y P.R. (en funciones). Complejo Hospitalario de Navarra.

² Jefe de Servicio del Hospital Universitario Central de Asturias.

³ Jefe del Servicio de Física Médica (en funciones). Hospital Clínico San Carlos.

⁴ Jefe del Servicio de Radiofísica, Hospital de Mérida.

⁵ F.E.A Servicio de Radiofísica y Radioprotección Hospital Universitario de la Paz

⁶ FEA Radiofísica Hospitalaria. Hosp. Universitario Virgen de las Nieves.

⁷ Jefe del Servicio de Radifísica Hospitalaria. Hospital Universitari de Son Espasses.

Fecha de Recepción: 11/12/2019 - Fecha de Aceptación: 10/03/2020

La *Directiva 2013/59/Euratom del Consejo de 5 de diciembre de 2013 por la que se establecen normas de seguridad básicas para la protección contra los peligros derivados de la exposición a radiaciones ionizantes*, establece en el apartado 28 de la introducción que se “debe proponer requisitos más estrictos en cuanto a la información que debe proporcionarse a los pacientes, el registro y la notificación de las dosis de los procedimientos médicos, el uso de niveles de referencia para diagnóstico y la disponibilidad de dispositivos indicadores de dosis”. Ante el desarrollo de estos conceptos en el citado documento y la posterior trasposición a la ley española mediante el *Real Decreto 601/2019, de 18 de octubre, sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas*, la Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR) y la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) han creado un grupo de trabajo para describir, mediante este informe, los requisitos que debe cumplir un sistema de registro y gestión de dosis.

Palabras clave: dosis al paciente, registro de dosis, optimización, niveles de referencia para diagnóstico, dispositivos indicadores de dosis.

Directive 2013/59/Euratom of 5 December 2013 laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation, establishes in section 28 of its introduction that more strict requirements should be proposed in what information to patients, recording and notification of doses in medical procedures, use of reference levels for diagnosis (RLD) and availability of dose indicator devices concerns. Due to the development of said concepts in both the European and Spanish regulation (*Real Decreto 601/2019 of 18 October 2019 about justification and optimization of the use of ionising radiation for radiological protection in medical exposures*) the Spanish Societies of Radiological Protection (SEPR) and Medical Physics (SEFM) have created a work group whose task is to make a report describing the requirements that a system for the recording and management of doses should fulfil.

Key words: dose recording, optimization, reference levels for the diagnosis, dose indicator devices.

*Correspondencia: santiago.miquelez.alonso@navarra.es

<https://doi.org/10.37004/sefm/2020.21.1.004>

Tabla de contenido

1. Introducción	2
1.1. La dosis en Radiología	2
1.2. “Si no puede medirse, no puede mejorarse”	3
1.3. Dosis que no son dosis	3
1.4. Justificación.....	3
2. Optimización y uso de los niveles de referencia para diagnóstico	4
2.1. Definición	4
2.2. Proceso NRD	5
2.3. Utilización.....	5
3. Magnitudes NRD y sus unidades por modalidad.	6
3.1. Dosis efectiva.....	6
4. Requisitos de los sistemas de registro de indicadores dosimétricos	7
4.1. Recogida de datos: Integración	7
4.2. Funcionalidades del sistema	8
4.3. Implantación de un SRD.....	9
5. Verificación (control de calidad) de las prestaciones del sistema de registro de dosis	10
5.1. Introducción	10
5.2. Procesos que intervienen en la gestión de la dosis.....	10
5.3. El Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico Revisión 2011 (PECCR).....	10
6. Responsabilidades del radiofísico hospitalario en los sistemas de gestión de dosis	11
Bibliografía	12

1. Introducción

1.1. La dosis* en Radiología

La dosis impartida a los pacientes, debido a las radiaciones ionizantes, ha sido una de las principales preocupaciones de los profesionales de la Radiología.[†]

Sin embargo, esta “mentalidad de la dosis” ha ido tomando una mayor relevancia en estos últimos años en los que estudios retrospectivos^{1,2,3} anunciaban resultados alarmantes y las previsiones predecían un panorama aún peor.^{4,5}

Esta concienciación se ha concretado en algunas iniciativas conjuntas como *Image Gently*,⁶ en pacien-

tes pediátricos, o *Image Wisely*⁷ en adultos. Dichas iniciativas inciden particularmente en la necesidad de *optimizar* el acto radiológico para asegurar que se está utilizando solo la cantidad necesaria de radiación para producir imágenes adecuadas al objetivo diagnóstico.



* A lo largo de este informe, se utiliza de modo genérico el término simplificado de “dosis” para designar algunas magnitudes y usar determinadas expresiones, habituales en las áreas del radiodiagnóstico y radioprotección. Entre las magnitudes, las ligadas a la dosis absorbida y las dosimétricas específicas del radiodiagnóstico y las inherentes a la radioprotección. Entre las expresiones, se pueden citar: dosis de radiación, dosis en el paciente, dosis impartida al paciente, etc.

† En sentido amplio, incluyendo todas las especialidades que realizan procedimientos diagnósticos o intervencionistas.

1.2. “Si no puede medirse, no puede mejorarse”[‡]

En el ámbito de la Radiofísica, las dosis recibidas por los pacientes se vienen midiendo desde hace más de 60 años. Aunque dichas medidas se llevan a cabo individualmente, la dificultad de la puesta en marcha del dispositivo experimental hace inviable una determinación individual de la dosis absorbida de forma sistemática.

Por el contrario, su objetivo siempre ha sido la determinación de promedios estadísticos en distintos ámbitos (local, nacional o regional) y en última instancia el establecimiento de los niveles de referencia diagnósticos (NRD^{8,9,10,11,12}) que se emplean como un indicador de calidad para la optimización de los procedimientos radiológicos.

Cabe destacar el progreso que ha supuesto en este ámbito la digitalización de la imagen, por cuanto ha permitido recoger, cada vez de forma más exhaustiva, toda la información que es relevante a la hora de estimar las dosis de radiación. Se dispone entonces de un volumen de información que permitirá extraer resultados de indicadores de dosis, tanto poblacionales como individuales.

1.3. Dosis que no son dosis

Se plantea entonces una serie de problemas adicionales que se han ido resolviendo con mayor o menor fortuna:

- *Qué información recoger:* Si bien se sabe qué parámetros influyen en la dosis recibida por el paciente y cómo calcular dicha dosis, ha de tenerse en cuenta que no se están midiendo dosis absorbidas directamente.
- *Cómo codificarla:* Tanto NEMA dentro de su norma DICOM,¹³ como IHE con sus perfiles REM y REM-M, han definido la estructura de dicha información.
- *Cómo convertir esa información en dosis:* El paso de los parámetros almacenados por las modalidades a la dosis absorbida por el paciente, que es la magnitud física principal, no es simple ni desde luego exacto a nivel individual. Los métodos actuales se basan por lo general en simulaciones de Montecarlo que contemplan pacientes estándar en lo referente a tamaño y distribución de órganos.

En lugar de la dosis, generalmente se emplean otras magnitudes que están relacionadas con ésta (como el

CTDI para la tomografía computarizada o la dosis de entrada en piel en fluoroscopia) o se calcula en unas condiciones más o menos normalizadas (como la dosis glandular promedio en el caso de la mamografía).

En cualquier caso, haciendo de la necesidad virtud, puesto que no necesariamente se necesita conocer dicha dosis absorbida, tanto si se va a emplear dicha información para establecer NRD, para monitorizar la cantidad de dosis de radiación impartida o para definir cualquier tipo de registro individual, se puede definir prácticamente todo el análisis a partir de esos “sustitutos” conocidos como indicadores de dosis.

1.4. Justificación

Aún siendo el otro pilar sobre el que se sustenta la protección radiológica de los pacientes en el ámbito de las exposiciones médicas, el esfuerzo realizado en la optimización no se ha visto, sin embargo, acompañado por uno similar en el ámbito de la justificación.

Las razones de esta deficiencia quizás tienen que ver con motivos históricos, puesto que el impacto (beneficio) de la imagen en el curso del tratamiento de los pacientes era más que evidente y no ha sido hasta la “explosión” de la utilización de la radiología en los últimos 30 años que ésta se ha convertido en un tema de preocupación.

Es en este momento cuando algunos autores han puesto de manifiesto que, según las exploraciones, puede haber entre un 20% y un 50% de pruebas cuya indicación puede ser inadecuada.¹⁴

Las acciones encaminadas a corregir este déficit han consistido en la edición de guías de indicación y recomendaciones de “no hacer”,^{15,16} aunque nuestra experiencia apunta a que su impacto en la práctica clínica ha sido muy pequeño, por no decir irrelevante.

La conclusión principal es la necesidad de insistir en:

1. La concienciación (y el conocimiento) de profesionales y pacientes sobre las dosis de radiación y sus riesgos.
2. La adecuación de las pruebas diagnósticas solicitadas a la patología.
3. La auditoría periódica del proceso radiológico para encontrar oportunidades de mejora en esos aspectos.¹⁵

La aparición de los software de gestión de dosis, junto con los necesarios procesos de integración con el PACS y el RIS, permite avanzar en los tres aspectos citados,¹⁷ siendo el momento adecuado de introducir esta etapa de justificación en el flujo de peticiones de

[‡] Sir William Rutherford.

exploraciones radiológicas. Esto redundará no sólo en la reducción de la dosis colectiva y en la seguridad del paciente, sino también en un uso más eficiente de los recursos de los Servicios de Radiología.¹⁸

2. Optimización y uso de los niveles de referencia para diagnóstico

Desde su aparición en 1991¹⁹ hasta la publicación del último informe específico²⁰ la ICRP (Comisión Internacional de Protección Radiológica, de sus siglas en inglés) considera los niveles de referencia para diagnóstico (NRD) una herramienta clave para la optimización.

Abundando en el papel central que juegan estos NRD, la Directiva Europea 2013/59/EURATOM²¹ incide en la obligación de adoptar sin dilación las medidas correctoras adecuadas, siempre que dichos niveles se superen de manera sistemática.

Con objeto de responder adecuadamente al requerimiento legal, las sociedades científicas implicadas (SEFM, SEPR y SERAM) han acordado la elaboración de una “Guía para la Optimización y uso de los Niveles de Referencia para Diagnóstico” que facilite a los profesionales implicados la utilización correcta de la tecnología que permita llevar a cabo las acciones necesarias en aquellos procedimientos diagnósticos o intervencionistas que no estén optimizados.

A continuación se definen los NRD, su alcance, los parámetros estadísticos que mejor describen a las poblaciones y el proceso para su determinación y uso en la optimización.

Las definiciones empleadas a continuación son las que aparecen en el documento “Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135”.¹² Así mismo, este documento sirve de guión para el desarrollo del capítulo.

2.1. Definición

El NRD se define como un nivel de investigación establecido en términos de un valor de un *indicador de dosis* que es utilizado como herramienta de optimización de las exposiciones médicas en procedimientos radiológicos e intervencionistas.

2.1.1. Indicador de dosis

Es la magnitud empleada en los NRD. Se utiliza un parámetro de uso común fácil de medir o calcular para la modalidad de que se trate y que evalúa la cantidad de radiación ionizante utilizada para obtener las imágenes médicas.

Con excepción de la dosis glandular media utilizada en mamografía, los indicadores de dosis no son dosis absorbidas en órganos o tejidos del paciente ni cantidades derivadas, ya que estas “dosis” no pueden ser medidas o calculadas fácilmente. Por razones similares, tampoco se aconseja el uso de la magnitud dosis efectiva.

En caso de que se utilicen dos modalidades de imagen para el mismo procedimiento (por ejemplo, PET-CT, SPECT-CT), se deben presentar los indicadores de ambas modalidades de manera independiente.

2.1.2. Valor del NRD

El valor de un NRD se establece como el tercer cuartil de una distribución de medianas que han sido obtenidas de las distribuciones de los indicadores de dosis observadas en distintos centros.

Los valores de los NRD deben obtenerse de distribuciones de indicadores de dosis por procedimiento en una muestra apropiada de pacientes. El uso de maniqués no es suficiente, ya que en ese caso no se tiene en cuenta el posible efecto producido por la manipulación del equipo por parte del operador.

2.1.3. Ámbito

En función del número de centros involucrados en la determinación del valor del NRD éste puede clasificarse en tres niveles sucesivos, a saber:

- a. *Locales*: Son NRD establecidos para cada procedimiento clínico en un grupo de salas o instalaciones dentro de un país. Estarán calculados a partir del tercer cuartil de la distribución de las medianas de los indicadores de dosis correspondientes.

Pueden obtenerse en procedimientos para los que no existen NRD nacionales o regionales, o también para los casos en los que aun existiendo dichos NRD, el equipamiento local o las técnicas aplicadas permiten conseguir un mayor grado de optimización, de manera que pueda implementarse un valor del NRD menor que el correspondiente al NRD nacional o regional.

- b. *Nacionales*: Valores de NRD establecidos por país y procedimiento. Están calculados como el valor del tercer cuartil de la distribución de las medianas de los indicadores de dosis obtenidos en cada centro médico de una muestra representativa de instalaciones.

- c. *Regionales*[§]: Establecidos por procedimiento clínico en una única región, basados en la mediana de una muestra representativa de valores de NRD nacionales.

Se definen además, los valores típicos como los correspondientes a la mediana de la distribución de los indicadores de dosis en un centro o pequeño grupo de centros. Son útiles para fomentar procesos de optimización.

Se requiere cierta flexibilidad en los requisitos estadísticos para el establecimiento de los NRD en procedimientos en los que se dispone de pocos datos, como por ejemplo en radiología intervencionista pediátrica, o cuando los datos que se disponen provienen de pocos centros.

2.2. Proceso NRD

Se denomina así al proceso cíclico de determinación de valores de NRD actualizados para que puedan ser utilizados como herramientas para la optimización.

Es de resaltar que la aplicación de este proceso no es suficiente por sí mismo para la completa realización de un procedimiento de optimización dosimétrica.

Ya que tanto la tecnología implicada como los procedimientos radiológicos están en continuo proceso de mejora y adaptación, los valores de los NRD deben actualizarse regularmente.

Los NRD nacionales o regionales *deben ser revisados con una periodicidad no superior a los 5 años*, o incluso más frecuentemente en caso de que se produzca una mejora sustancial en la tecnología o en el posprocesado de las imágenes, o bien se establezcan nuevos protocolos de imagen.

Además, en caso de que se introduzcan nuevas técnicas de imagen, deben obtenerse distribuciones suficientemente significativas de los indicadores de dosis y establecer los valores de los NRD tan pronto como sea posible.

Finalmente, la mejor manera de evaluar la efectividad de los NRD es estudiando su evolución en el tiempo, y resulta por tanto necesario realizar análisis de tendencias.

2.3. Utilización

Los NRD se utilizan en imagen médica realizada con radiación ionizante para indicar si en la práctica habitual de un determinado procedimiento radiológico o intervencionista la cantidad de radiación aplicada es

inusualmente alta o baja para ese tipo de procedimiento (*Optimización*).

Una vez determinada la mediana de la distribución de los indicadores de dosis correspondientes a la modalidad, por procedimiento y sala radiológica, deben ser comparadas con los valores de los NRD locales, nacionales o regionales. Dicha distribución debe obtenerse para una muestra representativa de pacientes de un rango apropiado de edad o peso.

Si dicho valor excede al NRD correspondiente o es muy inferior a éste, se debe realizar lo antes posible una investigación para determinar las causas. En esta investigación debe evaluarse también la calidad de las imágenes obtenidas, o de manera más general, la información diagnóstica proporcionada por el examen (incluyendo los efectos del posprocesado). Se recomienda establecer unos criterios básicos de calidad de imagen clínica, basados en la puntuación de indicadores de calidad adecuados para los procedimientos principales. Esto posibilitará la puntuación objetiva de la calidad de la imagen clínica. Los test realizados con maniqués pueden servir como referencia a la hora de detectar cambios en el equipamiento empleado.

En el primer caso, la optimización trata de mantener la calidad de la información diagnóstica proporcionada por el examen, de acuerdo con el propósito médico, mientras que al mismo tiempo busca reducir la exposición del paciente a la radiación a un nivel tan bajo como sea razonable conseguir. En el segundo caso, el procedimiento de optimización puede requerir un aumento de la dosis de radiación si se detecta que la calidad de la información diagnóstica obtenida es insuficiente.

Si se requieren acciones correctivas, se debe documentar e implementar sin dilación un plan de acción en la sala que incluya tanto un ajuste de los parámetros de la exposición como un análisis de la calidad de la imagen.

En el proceso de optimización, coordinado por el especialista en Radiofísica Hospitalaria, deberán estar implicados radiólogos y médicos nucleares, así como otros especialistas médicos que emplean procedimientos diagnósticos o intervencionistas, los técnicos superiores en diagnóstico por imagen y los técnicos de las empresas responsables del mantenimiento y de las reparaciones de los equipos.

2.3.1. Cómo no se deben emplear los NRD

Los límites de dosis no se aplican a pacientes sometidos a exposiciones médicas. Los NRD son una herramienta esencial en los procesos de optimización, precisamente debido a este motivo. Es pues importante resaltar que *los NRD no constituyen un límite de dosis para los pacientes*.

[§] Nótese que el término regional difiere del comúnmente aceptado en español, correspondiendo aquí a un ámbito supranacional. En nuestro caso concreto se refiere a Europa.

También hay que tener siempre en cuenta que *los NRD no se deben aplicar a pacientes individuales* y que hay multitud de causas que justifican que individualmente puedan superarse éstos sin que eso signifique una técnica inadecuada.

2.3.2. Consideraciones para pacientes pediátricos

El establecimiento de valores de NRD en pacientes pediátricos es más difícil que para los adultos, debido a que los niños presentan unos tamaños mucho más variables. El peso de los niños, por ejemplo, puede variar en un factor de más de 100 de un prematuro a un adolescente obeso.

Esta misma variabilidad en peso y tamaño hace que la cantidad de radiación utilizada en los exámenes de niños pueda ser muy diferente de unos pacientes a otros. Sin embargo, esto no excluye la posibilidad de una selección incorrecta de las técnicas radiológicas, o a un fallo en la adaptación del protocolo de imagen al tamaño del paciente o al propósito clínico.

En conclusión, no debería utilizarse un único paciente estándar para definir valores de NRD en imagen pediátrica. Al contrario, se recomienda establecer rangos de peso para el establecimiento de los valores de los NRD: <5 kg, 5-<15 kg, 15-<30 kg, 30-<50 kg, y 50-<80 kg. En caso de que sólo se disponga de datos de edad del paciente, se recomienda establecer rangos en forma de bandas agrupadas en torno de <1 mes, 1 mes-<4 años, 4-<10 años, 10-<14 años y 14-<18 años.

En caso de exámenes de cabeza, se recomienda utilizar rangos de edad en lugar de rangos de peso para establecer los valores de los NRD: <3 meses, 3 meses-<1 año, 1-<6 años y ≥ 6 años.²²

3. Magnitudes NRD y sus unidades por modalidad

Durante el capítulo anterior se ha incidido en la necesidad de establecer NRD y en la conveniencia de determinar sus valores no en función de la dosis absorbida por el paciente, sino de una magnitud relacionada con aquella pero cuya determinación sea fácil, bien mediante la captura de los factores de técnica de la exploración o bien mediante un cálculo sencillo a partir de aquellos.

A continuación se muestran los indicadores de dosis por modalidad recomendados, así como sus correspondientes unidades.

- *Intervencionismo y fluoroscopia*: Producto kerma-área (P_{KA}), [$mGy \cdot cm^2$]; kerma en el punto de referencia a la entrada del paciente ($K_{a,r}$), [mGy];

tiempo de fluoroscopia [s] y número de adquisiciones de cine.

- *Tomografía computarizada*: producto dosis-longitud (DLP) para el estudio completo, [$mGy \cdot cm$]; índice de dosis volumétrico en TC ($CTDI_{vol}$) para cada secuencia, [mGy]. El uso de la magnitud SSDE [mGy] proporciona estimaciones más precisas de la dosis en pacientes pediátricos.²³
- *Mamografía*: dosis glandular media (D_G), [mGy].
- *Radiología convencional*: producto kerma-área (P_{KA}), [$mGy \cdot cm^2$]; kerma en aire en la superficie de entrada ($K_{a,e}$), [mGy].
- *Medicina nuclear*: actividad administrada [MBq]; actividad administrada por peso del paciente [$MBq \cdot kg^{-1}$] de un radiofármaco específico para un procedimiento clínico concreto.

En procedimientos multimodalidad (SPECT-CT, PET-CT), los valores de los NRD deben establecerse para cada modalidad independientemente. Además, en procedimientos digitales avanzados que realicen adquisiciones multimagen (como por ejemplo la Tomosíntesis, los TC de energía dual o los CBCT), deberían distinguirse estos procedimientos de los convencionales y establecerse NRD propios.

3.1. Dosis efectiva

Mención especial merece la obtención de la dosis efectiva. Dicha magnitud permite la “unificación” de todas las dosis obtenidas en las diferentes exploraciones (diferentes regiones anatómicas y en diferentes momentos) y permitir obtener unos valores sumables entre ellos.¹⁸

Sin embargo es necesario remarcar que, estrictamente hablando, la dosis efectiva es una magnitud sólo válida si se utiliza en la estimación de riesgos a la población en su conjunto²⁰ y no debe emplearse para cuantificar el riesgo individual a partir del valor calculado para un paciente, ni debe utilizarse o incluirse en informes generados por el sistema de registro de dosis (SRD) sin la supervisión previa por parte del especialista en Radiofísica Hospitalaria. Además la metodología de cálculo e implementación en diferentes SRD, hace que la incertidumbre del valor calculado pueda en ocasiones ser muy alta ($> 100\%$) y que no sean comparables los valores informados por dos sistemas diferentes para un mismo indicador de dosis.

4. Requisitos de los sistemas de registro de indicadores dosimétricos

La digitalización de la imagen permite recoger, de forma exhaustiva, toda la información que es relevante a la hora de estimar las dosis de radiación recibidas por los pacientes.

Se dispone entonces de un volumen de información que permitirá extraer resultados de dosis a diferentes niveles. En función de cada nivel la recogida de datos debe hacerse de una u otra forma:

- Para el establecimiento de estadísticos locales y su uso o comparación con Niveles de Referencia para Diagnóstico en los procesos de optimización, siendo este el uso principal de estos sistemas.
- Para la elaboración de un historial de indicadores dosimétricos de cada paciente.
- Para poder calcular valores de dosis en órganos o el valor máximo de dosis en la piel de un paciente en un procedimiento intervencionista.

Un sistema de registro y gestión de indicadores dosimétricos debe realizar tres tareas básicas:

1. Recogida de los datos
2. Funcionalidades de análisis y presentación de:
 - Estadísticos
 - Historiales dosimétricos (opcional)
 - Dosimetrías (opcional)

3. Alarmas

A continuación se describen las *funcionalidades básicas* que se deben exigir a un programa de gestión de dosis, así como otras recomendaciones referentes a su implantación.

4.1. Recogida de datos: integración

4.1.1. Modalidades soportadas

La información dosimétrica que ha de ser gestionada por un SRD requiere que éste sea compatible, *como mínimo*, con las siguientes modalidades:

- CT. Computed Tomography
- MG. Mammography

- BT. Breast Tomosynthesis
- NM. Nuclear Medicine
- XA. X-Ray Angiography
- CR. Computed Radiology
- DX. Digital Radiography
- PT. Positron Emission Tomography
- IO. Intra-Oral Radiography
- PX. Panoramic X-Ray

Además, se deberá permitir la recepción de datos de todas las modalidades radiológicas soportadas independientemente del fabricante.

4.1.2. Orígenes de datos

La recogida de los Indicadores Dosimétricos deberá realizarse preferentemente a través de objetos DICOM RDSR. Sin embargo, para mantener la compatibilidad con modalidades más antiguas que no dispongan de este servicio, es necesario que también permitan otros formatos de datos, incluyendo por lo tanto herramientas para:

- Recepción y extracción de la información de objetos DICOM RDSR.
- Recepción de imágenes DICOM y extracción de la información contenida en los metadatos de las mismas.
- Recepción y extracción de la información de objetos DICOM MPPS.
- Recepción de imágenes DICOM de captura secundaria generadas por la modalidad y extracción de la información a través de reconocimiento óptico de caracteres (OCR) así como de sus metadatos.

Finalmente es necesario considerar que en determinadas modalidades la forma más completa de adquirir los Indicadores Dosimétricos será simultáneamente a través de la combinación de varios de los orígenes de datos mencionados.

4.1.3. Tipos de datos soportados

Como se ha descrito en el capítulo tres, para cada una de las modalidades, existen indicadores dosimé-

tricos específicos y una serie de parámetros técnicos (kVp, mAs, distancia foco-paciente, colimación, filtros utilizados, etc.), necesarios tanto para permitir el cálculo de la dosis a un paciente concreto como para llevar a cabo las tareas de optimización, que deberían ser registrados por el sistema.

4.1.4. Forma de comunicación con las modalidades

Los sistemas de registro deberán poder trabajar, en función de las necesidades del centro donde se instalen y de sus infraestructuras, tanto recibiendo pasivamente la información que envíe cada modalidad o el PACS, como interrogando activamente al PACS

Para la mayoría de las modalidades no es necesario que el estudio completo sea enviado al sistema de registro, sino que se envíe solamente el objeto que contenga la información dosimétrica, y así evitar un tráfico de red innecesario.

En aquellas instalaciones en que exista un PACS ya en funcionamiento, será preferible que el sistema de registro de dosis se conecte y recupere la información directamente de éste. De esta manera se simplifica el número de conexiones realizadas (frente a la conexión individual con cada una de las modalidades).

Especial atención merecen los procedimientos intervencionistas. Los equipos al uso instalados a partir del 6 de febrero de 2018, deberán poseer un dispositivo o función que informe al personal sanitario habilitado y a los encargados de los aspectos prácticos de los procedimientos médicos de la cantidad de radiación producida durante el procedimiento y la capacidad de transferir esta información al SRD. A la hora de configurar alarmas, hay que considerar que en este tipo de estudios se pueden alcanzar valores de dosis que superen umbrales de reacciones tisulares. Esto supone que es necesaria la comunicación de esta situación al médico responsable por si procede la inclusión del paciente, en algún protocolo de seguimiento, teniendo en cuenta el periodo de latencia de dichas reacciones.^{24,25}

4.2. Funcionalidades del sistema

El sistema debería tener las siguientes funcionalidades:

- Permitir definir perfiles de usuario que determinen los derechos de acceso a la información: clínico, técnico, radiólogo, radiofísico, administración y administrador del sistema.
- Consultar los datos dosimétricos de cada paciente por modalidad así como generar un historial dosimétrico global de cada paciente.
- Realizar un análisis estadístico de los datos dosimétricos por modalidad, equipo y protocolo de exploración.
- Visualizar los estudios realizados por cada uno de los equipos conectados y acceder directamente a la información técnica del estudio.
- Generar listados personalizados, permitiendo la exportación de los resultados en formato “hoja de cálculo” o ficheros “csv”.
- Generación de estadísticas descriptivas sobre la selección de datos realizada por el usuario por estudio o modalidad.
- Generación de alarmas de dosis personalizables con umbrales de aviso y alarma configurables. Estas alarmas de operación se deberán poder definir para cualquier nivel de información DICOM (paciente-estudio-serie-imagen-evento de irradiación) o combinación de ellos. Asimismo cada alarma deberá poder ser confirmada por los usuarios.
- Disponer de una interfaz de usuario sencilla y homogénea entre las diferentes modalidades, no requiriendo instalación de software específico en los clientes.
- Disponer de una herramienta que permita la búsqueda y filtrado por cualquiera de los parámetros registrados en la base de datos, permitiendo selecciones múltiples y el uso de operadores booleanos.
- Posibilitar el acceso directo (y sin necesidad de realizar el inicio de sesión) desde la aplicación al PACS del centro para revisión de las imágenes clínicas, sin necesidad de salir de un sistema y entrar en el otro.
- Generar de modo automático y bajo petición de un usuario con permisos suficientes, listados de las alarmas validadas, fecha de modificación, motivo y quien las ha modificado y permitir que un usuario administrador pueda revocar la modificación.
- Emitir en algún formato que sea un estándar *de facto* (tipo PDF) un historial dosimétrico del paciente, así como informes individuales de cada uno de los estudios con indicación expresa de la existencia de indicadores dosimétricos no validados.

- Posibilidad de calcular el porcentaje de imágenes rechazadas.

El desarrollo o implementación de todas las funciones exigibles a un SRD dependerá de las posibilidades del entorno en el que se integre, historia clínica, PACS, RIS, etc. En cualquier caso el SRD incluirá como mínimo las prestaciones que posibiliten realizar las tareas exigidas en la legislación vigente.

4.2.1. Validación de los indicadores dosimétricos

Para desarrollar adecuadamente el proceso de optimización, es imprescindible que la información dosimétrica recogida por cada modalidad sea correcta. En muchas ocasiones es imposible corregir, para obtener los valores adecuados, la información medida o estimada por el equipo. Hay que tener en cuenta además que, actualmente, el rango empleado por los fabricantes para la tolerancia ($\pm 20\%$), se puede reducir considerablemente en la mayoría de los casos. La EFOMP recomienda que todos los equipos médicos documenten la máxima incertidumbre (IEC 60601²⁶) del indicador dosimétrico representado.²⁷

El SRD deberá por lo tanto ser capaz de aplicar los factores de corrección adecuados en cada modalidad conectada.

Es entonces necesario que cualquier sistema de registro de indicadores dosimétricos permita reflejar claramente este paso de validación junto con la información dosimétrica registrada. Como mínimo se deberá indicar el factor de corrección aplicado a cada indicador dosimétrico individual así como una identificación del especialista en radiofísica responsable de la aplicación de este factor de corrección y el periodo temporal en que se aplica el mismo.

4.3. Implantación de un SRD

4.3.1. Arquitectura del sistema

El sistema deberá estar compuesto por uno o más servidor(es) que se encargue(n) de:

- Soportar los servicios necesarios para la recepción de los indicadores dosimétricos de acuerdo a los orígenes antes comentados.
- Soportar la base de datos que actúe como base del sistema de registro.
- Servir una aplicación web para la administración y configuración del sistema.

- Servir una aplicación web para la interfaz del usuario final.

Estos componentes deberán poder instalarse en un mismo servidor o en varios, permitiendo además estructuras virtualizadas.

4.3.2. Modalidades y orden de incorporación

Uno de los objetivos finales de cualquier sistema de registro de indicadores dosimétricos deberá ser mantener un historial del paciente y para ello se deberán conectar todas las modalidades de imagen que hagan uso de radiaciones ionizantes. No obstante, teniendo en cuenta el riesgo radiológico del paciente, se debería comenzar por las prácticas especiales, que engloban a los procedimientos de alta dosis, donde se pueden producir daños por reacciones tisulares, al cribado sanitario y a la pediatría. En este sentido el orden de implantación podría ser:

1. Cardiología y radiología intervencionista (XA).
2. Tomografía computarizada (TC). En este apartado se deberían incluir algunas modalidades de Medicina Nuclear mixtas, al menos el PET/TC (PT/CT).
3. Mamografía (MG), como principal exploración presente en los programas de cribado sanitario.
4. Pediatría. Requiere un análisis detallado porque podría afectar a prácticamente todas las modalidades (XA, CT, RF, DX y CR) que en algunos casos no permiten disponer de información dosimétrica relevante, por lo que requiere una acotación específica.
5. Radiología de proyecciones sin y con fluoroscopia no intervencionista (XA, RF, DX y CR), fijos y portátiles. Supone el mayor volumen de equipos y exploraciones, siendo menos relevante en términos de riesgo al paciente. Debería abordarse solamente cuando todo lo anterior está resuelto, además podría alcanzar incluso a la radiología dental, donde la obtención de información dosimétrica en muchos casos no es posible, al igual que en la modalidad CR.

5. Verificación (control de calidad) de las prestaciones del sistema de registro de dosis

5.1. Definición

Un software de registro de indicadores dosimétricos es un producto informático capaz de extraer la información dosimétrica disponible en las diferentes modalidades, dentro de un departamento, servicio u organización, que lleve a cabo diagnóstico por imagen empleando radiaciones ionizantes.

Este producto ha de registrar de forma adecuada, (según lo recogido en el capítulo anterior) los parámetros necesarios, en cada modalidad, para que el especialista en Radiofísica Hospitalaria pueda obtener niveles de referencia en diagnóstico, y estimar dosis absorbidas en órganos y dosis efectivas. Además, habrá que tener en cuenta las posibilidades de cada equipo en lo que a producción de informes de dosis se refiere, teniendo presente las prestaciones al respecto en el momento de su adquisición.

5.2. Procesos que intervienen en la gestión de la dosis

Podemos separar las tareas de un sistema de registro de dosis en:

- Producción del indicador de dosis en la modalidad.
- Extracción de los indicadores dosimétricos.
- Sistema de gestión de alarmas y de mensajes relacionados.
- Sistema de explotación de los datos.

Cuando el software asociado al sistema de registro permita la estimación de dosis efectiva o dosis en piel, hay que considerar además, en función de las prestaciones de cada software:

- La verificación del algoritmo empleado en el paso de indicador de dosis o técnica radiológica a dosis efectiva.
- La verificación del factor de conversión del indicador de dosis a dosis efectiva, teniendo en cuenta factores modificadores de la edad y, en caso de TC, del maniquí empleado en la estimación del $CTDI_{vol}$ o DLP para cada región anatómica.

- La posibilidad de corrección en función de la fecha y del kV, del factor de conversión de P_{KA} a dosis efectiva en cada modalidad.

El aseguramiento de la calidad del proceso exige el aseguramiento de la misma en cada una de las partes que lo componen.

Dentro del proceso distinguimos entre pasos asociados a la producción del indicador de dosis, pasos asociados al almacenamiento del indicador de dosis en el sistema de registro y por último los propios del SRD.

5.3. El Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico Revisión 2011 (PECCR)

Los aspectos de control de calidad de los dos primeros pasos se encuentran bien definidos en el PECCR.

5.3.1. Verificación de los indicadores de dosis en las diferentes modalidades

- Grafía:
 - DG039 Verificación del funcionamiento del sistema de medida o estimación del producto dosis-área.
- Fluoroscopia:
 - DE015 Verificación del funcionamiento del sistema de medida o estimación del producto dosis-área.
 - DE016 Valor de la dosis al punto de referencia intervencionista.
- Mamografía:
 - MD036 Dosis glandular promedio.
- Equipos dentales CBCT-CBVI:
 - CB019 Descriptores de dosis.
- Tomografía Computarizada:
 - TC020 Índice de dosis en TC (CTDI).

Se pueden añadir además el producto kerma-área en equipos panorámicos dentales y el $CTDI_{vol}$ y DLP en equipos de tomografía computarizada.

5.3.2. Control de calidad en PACS

- PA005 Verificación de la integridad de las cabecezas DICOM.
- PA006 Verificación de la recepción de estudios en el PACS.
- PA007 Verificación de compresión y transmisión de imágenes.

En la actualidad a los tres apartados anteriores cabría añadir “Verificación de la recepción e integridad de los informes estructurados de dosis en el PACS”.

5.3.3. Control de calidad de los sistemas de registro de dosis

El desarrollo de este apartado podría constituir por sí mismo, en la actualidad, un anexo de un protocolo de control de calidad. Como punto de partida se puede proponer:

- Para cada modalidad conectada, en función del número de estudios analizados, número de registros vs. número de estudios registrables.
- Muestreo (por ejemplo 10 estudios al año por modalidad) de la correcta extracción de la magnitud y del valor asociado en función de la modalidad y de la disponibilidad en cada equipo. (En equipos modernos análisis del SRDR DICOM y en otros de MPPS, cabecera DICOM u OCR).
- Verificación del correcto funcionamiento del sistema de alarmas dosimétricas. Muestreo (por ejemplo 10 estudios al año por modalidad) del correcto funcionamiento de la indicación de superación del límite establecido.
- Verificación del correcto funcionamiento de las estadísticas proporcionadas por el sistema de registro de dosis (pruebas iniciales) y de la correcta exportación de los datos a formatos diversos (xls, csv, mdb, etc).
- Verificación de factores de conversión de indicador de dosis a dosis efectiva o a dosis en órganos. Esta prueba puede ser difícil de llevar a cabo si no se dispone de un software capaz de realizar estas tareas. Se recomienda solicitar al suministrador la documentación necesaria y si es posible verificar, empleando el software adecuado, los factores entregados por el vendedor.

- Cuando el software incorpore esta funcionalidad, verificación del funcionamiento de la corrección del indicador de dosis por kV y fecha.

6. Responsabilidades del radiofísico hospitalario en los sistemas de gestión de dosis

La Directiva 2013/59 EURATOM²¹ pone de manifiesto la necesidad de contar con la participación del especialista en Radiofísica Hospitalaria (Experto en Física Médica) en lo relacionado con las exposiciones médicas. En particular cabe destacar los aspectos relacionados con el artículo 58. En su apartado b dice: “la información relativa a la exposición del paciente sea parte del informe del procedimiento médico-radiológico”. En su apartado d dice: “en las prácticas médicas radiológicas, un experto en física médica participe convenientemente, siendo su nivel de implicación proporcional al riesgo radiológico que presenta la práctica” y hace referencia a procedimientos pediátricos, cribado y aquellos que supongan altas dosis de radiación, como la Tomografía Computarizada y la Radiología y Cardiología Intervencionistas. Por otra parte, en el apartado 28) se expone que la Directiva “...debe proponer requisitos más estrictos en cuanto a la información que debe proporcionarse a los pacientes, el registro y la notificación de las dosis de los procedimientos médicos, el uso de niveles de referencia para diagnóstico y la disponibilidad de dispositivos indicadores de dosis...”.

Además, en el artículo 56 se afirma que deben “utilizarse y revisarse regularmente los NRD”, para proceder con la optimización “sin dilación” en el caso de que “las revisiones locales demuestren que se supera de manera constante los correspondientes NRD (artículo 58). En el artículo 57, en el que se definen las responsabilidades, se afirma que “el experto en Física Médica debe participar en dicho proceso de optimización”. De manera similar, en el artículo 83, dedicado exclusivamente al experto en Física Médica, se afirma que éste debe contribuir a la “optimización de la protección radiológica de los pacientes y otras personas sometidas a exposición médica, incluidos la aplicación y el uso de NRD”.

Todo ello supone una acción global encaminada a la optimización de las exposiciones médicas a la población utilizando diferentes estrategias. La adopción de requisitos más estrictos en todos los procesos mencionados en la Directiva,²¹ hace necesaria una acción global y coordinada sobre todos ellos pues todos están relacionados y encaminados al objetivo de mejora del proceso de optimización mencionado en el artículo 57 b de la Directiva.

Un sistema de gestión de dosis ha de ser una herramienta que aporte información útil sobre indicadores dosimétricos y magnitudes dosimétricas de forma que los datos registrados y reflejados en los informes estén validados por los especialistas en Radiofísica Hospitalaria para cada equipo conectado.

La implicación del radiofísico hospitalario, ha de producirse en varias etapas:

- Definición de las especificaciones de compra del software de gestión de dosis.
- Definición del indicador dosimétrico validado que figurará en el informe médico radiológico.
- Validación individual o por bloques del indicador dosimétrico informado.
- Verificación, control de calidad y aplicación de los indicadores de dosis de la modalidad.
- Gestión de alarmas y notificaciones.
- Cálculo, validación e información de la dosis recibida por los pacientes cuando corresponda.
- Control y actualización de los Niveles de Referencia Locales y de los valores típicos de cada modalidad y comparación con los Niveles de Referencia establecidos.
- Formación periódica del personal sanitario receptor de la información generada por el sistema de gestión de dosis y sobre Niveles de Referencia obtenidos.
- Proponer iniciativas para iniciar procedimientos de optimización basadas en los datos proporcionados por los indicadores dosimétricos.
- Realización de informes estadísticos globales sobre los datos aportados por el sistema de gestión de dosis y su impacto en la dosis recibida por los pacientes.

La información extraída de los equipos por el sistema de gestión de dosis ha de procesarse mediante un procedimiento normalizado a fin de que el valor de la magnitud reflejada en el informe médico radiológico no dependa del método utilizado para obtenerla, sino exclusivamente de la forma de realizar el procedimiento y de su complejidad. El radiofísico ha de prestar especial cuidado en el método de verificación de los indicadores dosimétricos y en la aplicación del factor de corrección correspondiente a los indicadores proporcionados por cada equipo antes de que la magnitud quede reflejada en el informe médico-radiológico.

Disponer de indicadores validados por procedimientos normalizados facilita su interpretación, independientemente del profesional que los valore, y permite comparar los Niveles de Referencia Locales de forma más eficaz.

Bibliografía

1. Brenner D, Elliston C, Hall E, Berdon W. Estimated Risks of Radiation-Induced Fatal Cancer from Pediatric CT. *AJR Am. J. Roentgenol.* 2001;176(2):289-96.
2. Miglioretti D, Johnson E, Williams A, Greenlee R, Weinmann S, Solberg L et al. The Use of Computed Tomography in Pediatrics and the Associated Radiation Exposure and Estimated Cancer Risk. *JAMA Pediatr.* 2013;167(8):700-7.
3. Thrall J. Radiation Exposure in CT Scanning and Risk: Where Are We?. *Radiology.* 2012;264(2):325-8.
4. Mettler F, Bhargavan M, Faulkner K, Gilley D, Gray J, Ibbott G et al. Radiologic and Nuclear Medicine Studies in the United States and Worldwide: Frequency, Radiation Dose, and Comparison with Other Radiation Sources—1950–2007. *Radiology.* 2009;253(2):520-31.
5. Smith-Bindman R, Miglioretti D, Johnson E, Lee C, Feigelson H, Flynn M et al. Use of Diagnostic Imaging Studies and Associated Radiation Exposure for Patients Enrolled in Large Integrated Health Care Systems, 1996-2010. *JAMA.* 2012;307(22):2400-9.
6. SPR, AAPM, ACR, ASRT. Image Gently [acceso: 03/10/2019]. Disponible en <http://www.imagegently.org/>
7. ACR, RSNA, ASRT, AAPM. ImageWisely. [acceso: 03/10/2019]. Disponible en <http://www.imagewisely.org/>.
8. European Commission (EC). Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for medical exposures, Radiation Protection 109. 1999.
9. ICRP. Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging: Review and additional advice. ICRP Supporting Guidance 2. *Ann ICRP* 2001;31(4):33-52.
10. IAEA. Establishing guidance levels In X ray guided medical interventional procedures: A pilot study. Safety Reports Series No. 59. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009.
11. IAEA. Diagnostic Reference Levels (DRLs). [Internet]. [Acceso 3/10/2019]. Disponible en: <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/radiology/diagnostic-reference-levels/about-diagnostic-reference-levels>
12. Vano E, Miller D, Martin C, Rehani M, Kang K, Rosenstein M et al. ICRP Publication 135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. *Annals of the ICRP.* 2017. 46(1):1-144.
13. NEMA PS3 / ISO 12052, Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Standard, National Electrical Manufacturers Association, Rosslyn, VA, USA [Internet]. [Acceso 3/10/2019]. Disponible en: <https://www.dicomstandard.org/>.
14. Malone J, Guleria R, Craven C, Horton P, Järvinen H, Mayo J et al. Justification of diagnostic medical exposures: some practical issues. Report of an International Atomic Energy Agency Consultation. *Br J Radiol.* 2012; 85(1013):523-538.
15. Comisión Europea. Dirección General de Medio Ambiente. PR 118: Guía de indicaciones para la correcta solicitud de pruebas de diagnóstico por imagen. Luxemburgo : OFICINA

- DE PUBLICACIONES OFICIALES DE LAS COMUNIDADES EUROPEAS, 2000.
16. Sociedad Española de Radiología Médica. SERAM: Recomendaciones de “no hacer”. [Internet] [Acceso: 03/10/2019]. Disponible en: https://seram.es/images/site/doc_seram_recom_no_hacer.pdf
 17. Siström C, Dang P, Weilburg J, Dreyer K, Rosenthal D, Thrall J. Effect of Computerized Order Entry with Integrated Decision Support on the Growth of Outpatient Procedure Volumes: Seven-year Time Series Analysis. *Radiology*. 2009; 251(1):147-55.
 18. Hricak H, Brenner D, Adelstein S, Frush D, Hall E, Howell R et al. Managing Radiation Use in Medical Imaging: A Multifaceted Challenge. *Radiology*. 2011; 258(3):889-905.
 19. International Commission on Radiation Protection (ICRP). Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. 1991. Ann. ICRP 21(1-3).
 20. International Commission on Radiation Protection (ICRP). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP 103. Ann ICRP 2007; 37: 2-4. Disponible en: http://www.icrp.org/docs/P103_Spanish.pdf
 21. Boletín Oficial del Estado (BOE). DIRECTIVA 2013/59/EURATOM DEL CONSEJO de 5 de diciembre de 2013 por la que se establecen normas de seguridad básicas para la protección contra los peligros derivados de la exposición a radiaciones ionizantes, y se derogan las Directivas 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom y 2003/122/Euratom.
 22. European Commission (EC). Radiation Protection n°185. European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging. s.l. : Luxembourg: Publications Office of the European Union, 2018. ISSN 2315-2826.
 23. Moore B, Brady S, Mirro A and Kaufman R. Size-specific dose estimate (SSDE) provides a simple method to calculate organ dose for pediatric CT examinations. *Med Phys*. 2014, 41(7).
 24. Rehani MM, Srimahachota S. Skin injuries in interventional procedures. *Radiat Prot Dosimetry*, 2011;147(1-2):8-12.
 25. Balter S, Miller DL. Patient skin reactions from interventional fluoroscopy procedures. *American Journal of Roentgenology*, 2014;202(4):W335-42.
 26. International Electrotechnical Commission (IEC). IEC 60601 - General requirements for basic safety and essential performance. 2005.
 27. The European Federation of Organisations for Medical Physics (EFOMP). EFOMP Guidelines on the transposition of EU BSS art. 60 in national. 2018.

¿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





Reseñas de tesis doctorales

Diego García Pinto*

Comité de Redacción.

En este número se presentan dos reseñas de tesis doctorales defendidas durante el segundo semestre del año 2019.

En el primero de ellos Carlos Velasco nos muestra las posibilidades de uso de un radiotrazador marcado con ^{68}Ga en estudios de perfusión y viabilidad de miocardio utilizando la técnica PET. Además se propone una nueva metodología para realizar estudios PET multitracedor.

En el segundo Daniel Zucca nos presenta la puesta en funcionamiento de un sistema de gating respiratorio para tratamientos de SBRT así como la evaluación experimental de un algoritmo de simulación para el cálculo de dosis. Además, en el trabajo, se analizan las implicaciones dosimétricas asociadas a las correcciones de heterogeneidad tisular.

Como en la anterior ocasión quiero dar la enhorabuena a los nuevos doctores y expresar mi agradecimiento por compartir su trabajo con nosotros. Mis disculpas si no he sido capaz de contactar con aquellos que defendieron la tesis en el periodo que se incluye en este número y os animo a todos y todas que tengáis pensado defender la tesis en los próximos meses (o que ya lo hayáis hecho) a incluir una reseña de vuestro trabajo en el próximo número.

Mucho ánimo a todos y todas en estos momentos tan difíciles.

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



Técnicas de imagen avanzada aplicadas a la investigación cardiovascular

Autor: Carlos Velasco Jimeno

Directores: Samuel España Palomares; Jesús Mateo de Castro

Lectura: 5 de noviembre de 2019. Centro Nacional de Investigaciones Cardiovasculares-Universidad Complutense de Madrid.

La tomografía por emisión de positrones (PET) es la técnica de referencia para la evaluación de la perfusión y viabilidad del miocardio; dos de los parámetros fisiológicos más importantes a la hora de diagnosticar y tratar

a pacientes que padecen la enfermedad de las arterias coronarias. No obstante, y a pesar de su demostrado valor diagnóstico, el PET no ha conseguido establecerse como la técnica más utilizada a nivel global para estu-

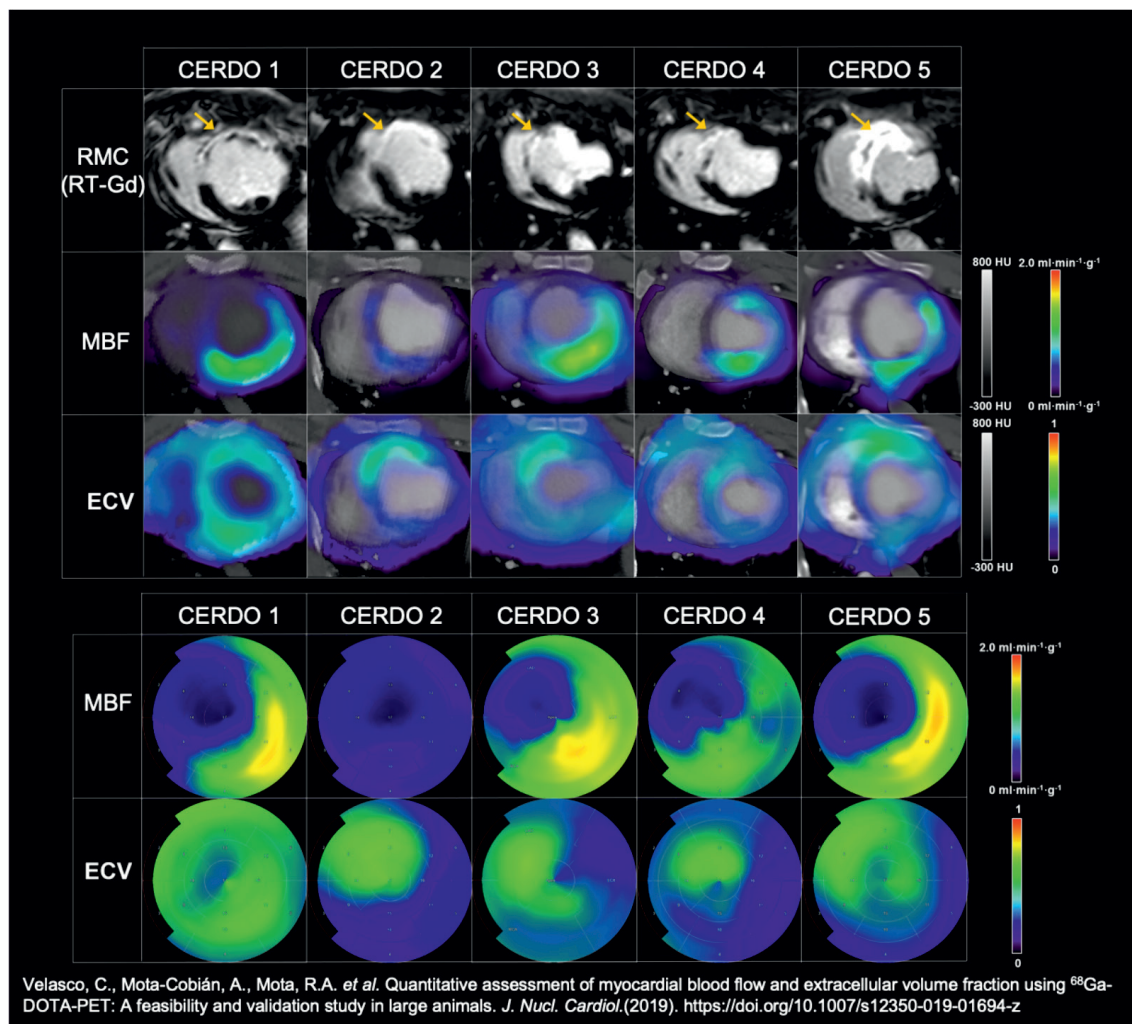


Fig. 1. Imágenes obtenidas en cerdos 7 días después de la inducción del infarto de miocardio. Las imágenes por resonancia magnética cardíaca (RMC) con realce tardío de gadolinio (RT-Gd), que demuestran la existencia de una región infartada (región hiperintensa en la imagen). Abajo se muestran los paramétricos de perfusión miocárdica (MBF, ml/min/g) y volumen extracelular (ECV) obtenidos con los estudios ^{68}Ga -DOTA-PET.

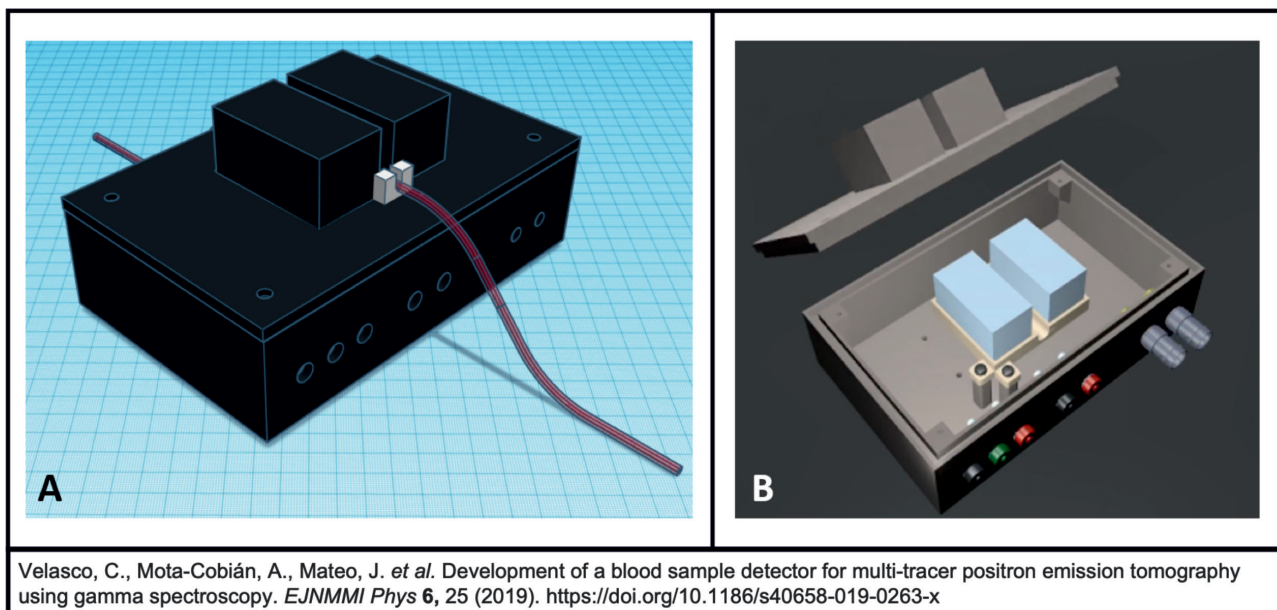


Fig. 2. Vista externa (A) e interna (B) del prototipo desarrollado para realizar estudios PET multitracedor.

dios cardiacos, debido al alto coste de los escáneres y la baja rentabilidad de los radiofármacos necesarios para ejecutar dichos estudios.

En esta tesis exploramos nuevas aplicaciones de un radiotrazador marcado con ^{68}Ga , el ^{68}Ga -DOTA, que podría ser obtenido de un generador de $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ de manera económica en cualquier hospital. En este trabajo, planteamos y validamos el uso de ^{68}Ga -DOTA como un radiotrazador para medir la perfusión miocárdica (MBF) y la viabilidad del miocardio (mediante la cuantificación de la fracción de volumen extracelular; ECV) entre otros parámetros. Además, propusimos una nueva metodología que permite realizar estudios PET multitracedor, en los que ^{68}Ga -DOTA puede ser inyectado simultáneamente junto con otro trazador, como el ^{18}F FDG. Paralelamente, desarrollamos un detector automatizado que permitiría minimizar la exposición

humana a la radiación en la realización de dichos estudios multitracedor.

El radiotrazador ^{68}Ga -DOTA resultó ser capaz de medir de manera no invasiva la perfusión miocárdica y la fracción de volumen extracelular en cerdos que padecían infarto de miocardio y bajo condiciones de reposo y estrés (Fig. 1). En cuanto a la técnica de PET multitracedor, el prototipo (Fig. 2) fue diseñado, desarrollado y validado satisfactoriamente y nos permitió obtener explícitamente medidas de la concentración en sangre de cada trazador de manera independiente.

Los resultados presentados en esta tesis podrían contribuir a potenciar el uso del PET en la práctica clínica, bien por la introducción del ^{68}Ga -DOTA como un radiotrazador rentable pero preciso para la medida de MBF Y ECV, o por la implementación de estudios PET multitracedor.



Implicaciones clínicas del algoritmo de cálculo de dosis en el tratamiento de lesiones pulmonares mediante radioterapia estereotáxica extracraneal con control intrafracción del movimiento respiratorio

Autor: Daniel Zucca Aparicio

Directora: Carmen Rubio Rodríguez

Lectura: 9 de octubre de 2019. Universidad CEU San Pablo de Madrid.

Los sistemas de IGRT para la verificación del posicionamiento del paciente y del control del movimiento intrafracción del tumor durante la irradiación, permiten aumentar la BED administrada mediante tratamientos hipofraccionados, mejorando el control local de tumores primarios en estadio precoz o metástasis pulmonares.

Nuestra hipótesis establece que el algoritmo de cálculo es determinante, especialmente en lesiones pequeñas, para evitar recurrencias locales causadas por un inadecuado cálculo dosimétrico, que condicionen el pronóstico de estos pacientes.

Los objetivos desarrollados han consistido en la puesta en funcionamiento de un sistema de *gating* respiratorio para tratamientos de SBRT, la evaluación experimental de un algoritmo de cálculo de dosis MC y el estudio de las implicaciones dosimétricas asociadas a las correcciones de heterogeneidad tisular, evaluando las repercusiones clínicas en el control local.

Se ha estudiado la influencia del ancho de ventana de irradiación o fracción activa del ciclo (FAC) de un sistema de *gating* respiratorio en las distribuciones de dosis absorbida de campos conformados y modulados en intensidad. Se ha evaluado la exactitud y precisión de un algoritmo MC de uso clínico en medios homogéneos y heterogéneos, y la conversión de D_W a D_M .

Se ha estudiado la influencia del algoritmo de cálculo en el tratamiento de lesiones pulmonares mediante SBRT, revisando retrospectivamente 100 casos tratados con distintos fraccionamientos. Se ha obtenido la desviación entre MC y PB de indicadores dosimétricos para PTV y tejido normal, clasificando las desviaciones para PTV en función del volumen y densidad de la lesión.

Se ha investigado la correlación entre la BED recibida en el tratamiento de metástasis pulmonares mediante SBRT con la probabilidad de control tumoral (TCP), para estimar los valores umbrales de BED por encima de los cuales se han obtenido tasas de control local adecuadas, clasificando las metástasis en función del algoritmo de cálculo utilizado en el tratamiento, y recalculando todas las lesiones mediante MC para estimar la BED administrada en función de los esquemas de fraccionamiento considerados.

El movimiento respiratorio durante la irradiación es responsable de la disminución de la región terapéutica y de la elongación de las penumbras del campo de

radiación de modo que se deforman en mayor grado cuando la FAC considerada es cada vez mayor.

La mayoría de las desviaciones dosimétricas entre MC y PB se encuentran entre 5% y 10%, especialmente para la reducción de D50%. Las mayores variaciones (hasta 45%) corresponden a lesiones muy pequeñas o aisladas en el medio pulmonar, donde existe una falta de equilibrio electrónico lateral, fenómeno considerado inadecuadamente en PB.

La dosis recibida por la lesión ha sido determinante para obtener un control local adecuado. Para el BED_{99%} de corte de 85 Gy se han encontrado unas tasas de control local de 100% y 61.5% para los casos por encima y por debajo de este umbral ($p < 0.0001$), respectivamente.

Para el BED_{50%} de corte de 100 Gy se han encontrado unas tasas de control local de 100% y 58.3% para los casos por encima y por debajo de este umbral ($p < 0.0001$), respectivamente. La dependencia entre los valores umbrales de BED y el control local es estadísticamente significativa ($p = 0.001$, prueba F de Fisher para dos colas).

Las curvas de TCP ajustadas en función de la BED recibida proporciona los parámetros de ajuste $D_{50} = 50.9 \pm 1.5$ Gy y 58.1 ± 2.7 Gy para TCP_{99%} y TCP_{50%} respectivamente, mientras que las pendientes de las curvas TCP, γ_{50} han sido 0.60 ± 0.08 y 0.53 ± 0.10 , respectivamente.

Las tasas de control local actuariales para BED_{99%} < 85 Gy han sido de 72.7% a 9 m, 62.3% a 18 m y 49.9% a 35 m ($p < 0.002$), respectivamente, mientras que para BED_{50%} < 100 Gy han sido de 70.0% a 9 m, 58.3% a 18 m y 43.7% a 35 m ($p < 0.001$), respectivamente.

Las principales conclusiones del trabajo son: La irradiación mediante *gating* respiratorio reduce el volumen de tratamiento y permite aumentar la dosis por fracción con intención ablativa. El algoritmo MC resuelve correctamente los problemas dosimétricos de la heterogeneidad tisular. Las desviaciones entre MC y PB dependen fuertemente del volumen y densidad de la lesión, siendo mayores para las lesiones más pequeñas y aisladas en pulmón. Prescribir la dosis basándose en un algoritmo inadecuado ante heterogeneidades tisulares causará la subdosificación del tumor y pérdida de control local.



Revisión de Artículos

Francisco Clemente*

Comité de Redacción.

Estimados amigos,

Presentamos, para este número, una selección de cuatro reseñas sobre trabajos publicados por compañeros profesionales en dos revistas internacionales de reconocido prestigio, como son *Medical Physics* y *Physica Medica*.

En el primero de ellos, Roberto Sánchez nos expone la metodología establecida para alcanzar la propuesta de valores de referencia en procedimientos de cardiología intervencionista, y respaldados por la Sociedad Española de Cardiología. El resto de los trabajos se centran en el área de terapia. En esta parte, Beatriz Sánchez Nieto expone en su trabajo un estudio y evaluación de la probabilidad de inducción de un segundo cáncer primario, como consecuencia de un primer tratamiento de próstata con fotones de alta energía. En el segundo, dentro de este ámbito, Samuel Ruiz nos propone un estudio de dosimetría in-vivo en braquiterapia de alta tasa de dosis mediante detectores mosfet. Para finalizar, Alejandro Bertolet nos ofrece la reseña para uno de los varios trabajos que su grupo ha publicado respecto de la generación de cálculos analíticos de *linear energy transfer* (LET) en protonterapia.

Esperamos, una vez más, que los trabajos presentados sean de vuestro agrado. Como en ocasiones anteriores, me gustaría daros las gracias a todos, queriendo hacer un énfasis especial al tiempo dedicado por los autores para transmitirnos sus aportaciones en estas reseñas, dado el escenario de excepcionalidad por el que estamos pasando, derivado de la situación con la COVID-19; como decimos, el tiempo invertido por estos autores tiene, si cabe, un mayor valor.

Un fuerte abrazo.



Updating National Diagnostic Reference Levels for Interventional Cardiology and Methodological Aspects

Sánchez R, Vañó E, Fernández Soto JM, Ten JI, Escaned J, Delgado C, García B, Carrera Magariño F, Díaz Fernández JF, Martínez Luna RJ, Romero Moreno MA, Catalán A, Bosa Ojeda F, Rosales Espizua FJ, Sáez Moreno JR, Pifarré X, Goicolea J, Ordiales JM, Nogales JM, Martínez G, García P, Benedicto A, Rodríguez Castillo MF, Pastor Torres L, Font J, Bethencourt A, Cesteros MJ, Pérez A, Pinar E, Tobarra B
 Phys Med 2020;70:169-75;DOI:10.1016/j.ejmp.2020.01.014.

Roberto Sánchez

Hospital Clínico San Carlos, Madrid. Universidad Complutense de Madrid.
 robsan03@ucm.es

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

El grupo DOCCACI se reunió por primera vez en el año 2009 para promover el establecimiento de niveles de referencia para diagnóstico en cardiología intervencionista, siguiendo las recomendaciones de ICRP, desarrolladas en la directiva 97/43/EURATOM que obligaba a los países miembros a promover el establecimiento de niveles de referencia para diagnóstico. En el año 2014 el grupo publicó una propuesta de niveles de referencia respaldado por la Sociedad Española de Cardiología (<https://www.hemodinamica.com/cientifico/registros-y-trabajos/registros-y-trabajos-actuales/proyecto-doccaci/>).

Con la publicación de la directiva 2013/59/EURATOM la Comisión Europea obliga a los estados miembros a establecer, usar y revisar regularmente los niveles de referencia para diagnóstico.

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

La coordinación de un grupo compuesto de 14 centros que ha monitorizado 29 salas de cardiología intervencionista. Se trata de un grupo multidisciplinar donde participan hemodinamistas, cuya tarea implica la clasificación de los procedimientos en las distintas tareas clínicas, la inclusión y exclusión de casos y radiofísicos hospitalarios que deben velar por el estado de los equipos de rayos-X y la correcta determinación de los indicadores de dosis a los pacientes.

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

1. Se ha constatado que para una tarea clínica como puede ser una angiografía coronaria, distintos centros imparten dosis muy diferentes (un factor 5 en la mediana del producto dosis área).
2. Cuando se midió la tasa de dosis de los equipos de rayos-X en condiciones de referencia (20 cm PMMA) se encontraron diferencias de un factor 5, si bien no se apreció correlación entre las medianas de las dosis a los pacientes y las tasas de dosis de los equipos de rayos-X en condiciones de referencia.
3. Todo ello lleva a concluir que hay una importante tarea en la optimización de los procedimientos, comenzando por una normalización de los protocolos clínicos y siguiendo con una armonización en las características técnicas de los equipos.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Los valores de referencia propuestos son hasta momento los únicos publicados respaldados por la Sociedad Española de Cardiología. Es una guía para todos los profesionales que trabajamos en la optimización de los procedimientos de cardiología intervencionista.



External Photon Radiation Treatment for Prostate Cancer: Uncomplicated and Cancer-Free Control Probability Assessment of 36 Plans

Sánchez-Nieto B, Romero-Expósito M, Terrón JA, Irazola L, García Hernández MT, Mateos JC, Roselló J, Planes D, Pausco M, Sánchez-Doblado F
 Phys Med 2019;66:88-96;DOI:10.1016/j.ejmp.2019.09.076.

Beatriz Sánchez Nieto

Instituto de Física, Pontificia Universidad Católica de Chile, Santiago, Chile.
 bsanchez@fis.puc.cl

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Existe una variedad de técnicas de irradiación con fotones para el cáncer de próstata, que van desde la radioterapia (RT) conformada hasta la IMRT, tanto en fraccionamiento estándar como hipofraccionados. En cualquiera de los casos, todas las técnicas tienen asociada, en mayor o menor medida, una cierta probabilidad de inducción de un segundo cáncer primario. A pesar de ser poco frecuentes, estas segundas neoplasias pueden ser una consecuencia grave de la RT, especialmente cuando se trata a pacientes jóvenes. En este contexto, podría existir una tendencia a no usar fotones de alta energía (> 10 MV), que podrían incrementar la inducción de estos segundos primarios como consecuencia de la dosis periférica asociada a la generación neutrónica. Un trabajo anterior de nuestro grupo (Phys Med 2017;47:35-41) había propuesto el uso de una nueva función radiobiológica (Uncomplicated and Cancer Free Control Probability –UCFCP) que incluyera no sólo la probabilidad de control tumoral (TCP) y de complicaciones (determinísticas) en el tejido sano (NTCP), sino, adicionalmente, la probabilidad de inducción de un segundo primario (SPCR). Se quiso entonces aplicar esta función para evaluar de forma relativa, la bondad (en términos de la UCFCP) de diferentes opciones de tratar con fotones un cáncer de próstata. La idea fue recurrir a las diversas técnicas existentes (CFRT, IMRT, VMAT, SBRT) usadas para irradiar con las tres marcas de aceleradores disponibles en el mercado, usando fotones de alta y baja energía. En total se analizaron 36 planes distintos, todos sobre la misma geometría (CT) con objeto de eliminar el sesgo del uso de una “anatomía” más favorable para un tratamiento.

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

Uno de los retos más importantes fue la de localizar centros de RT a lo largo de Europa donde pudieran realizar (sobre el mismo CT anonimizado) la totalidad de planes distintos que nos habíamos propuesto. Todos ellos recibieron la misma “instrucción” de realizar el mejor plan posible con la técnica correspondiente y una prescripción común de dosis. Al final coordinamos planes desde 11 centros distintos (en España, Italia, Rusia...). Una vez que contamos con los resultados de las planificaciones, tuvimos que aplicar de forma sistemática la metodología propuesta en nuestro trabajo anterior del 2017 (Phys Med 2017;47:35-41). Esto incluyó la estimación de dosis periférica de neutrones y fotones y el cálculo de riesgos de cáncer combinando el modelo no lineal de Schneider (Theor Biol Med Model 2011; 8:27) para la región de dosis intermedia (entre el 5% y el 50%), con el lineal sin umbral (BEIR VII) para zonas de muy baja dosis (i.e., fuera de la isodosis del 5%).

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

Hay varios resultados interesantes que podríamos destacar. Por ejemplo, encontrar que nuestros modelos y metodología de cálculo asociada generaron predicciones sobre probabilidad de cáncer secundario que eran consistentes con los resultados de estudios epidemiológicos sobre tratamientos de RT con fotones para cáncer de próstata. También resaltaríamos que los planes correspondientes a $E > 10$ MV no implicaron en promedio una mayor probabilidad de cáncer secundarios o peor UCFCP. Lo anterior se debió, por un lado al “ahorro” de UM versus planes realizados con $E < 10$ MV y por otro lado al menor NTCP, obtenido como consecuencia de una mejor conformación al blanco (i.e., NTCP's más bajos). Es más, entre los mejores planes, se encontraba uno realizado con IMRT (planificación directa) con alta energía (algo que, seguramente, a priori habría sido descartado). Como consecuencia, pensamos que no es posible afirmar qué técnica resulta óptima para RT en cáncer de próstata. En este sentido, la experiencia y habilidad del físico que realiza la planificación es fundamental a la hora de hacer uso optimizado de las UM.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Animar a los físicos a sacar el mejor partido posible a la técnica disponible en su centro y a desmitificar los tratamientos con IMRT a alta energía con respecto a su mayor probabilidad de inducir cáncer, asociado a los neutrones generados en el cabezal y/o en el propio paciente.



Characterization of microMOSFET detectors for in vivo dosimetry in high-dose-rate brachytherapy with ^{192}Ir

Ruiz-Arrebola S, Fabregat-Borrás R, Rodríguez E, Fernández-Montes M, Pérez-Macho M, Ferri M, García A, Cardenal J, Pacheco MT, Anchuelo J, Tornero-López AM, Prada PJ, Guirado D
 Med Phys 2020; DOI:10.1002/mp.14080.

Samuel Ruiz Arrebola

Servicio de Oncología Radioterápica y Radiofísica Hospitalaria, Hospital Universitario Marqués de Valdecilla. Av. Valdecilla, 25, 39008 Santander, Cantabria.
samuel.ruiz.a@gmail.com

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

La necesidad de garantizar la calidad de los tratamientos de braquiterapia de alta tasa de dosis (HDRBT) con ^{192}Ir , con especial atención a aquellos tratamientos con altas dosis por sesión, de hasta 24 Gy en un tratamiento de monoterapia, nos impulsaron a realizar este estudio. Instituciones internacionales como la IAEA y la ICRP, recomiendan la dosimetría *in vivo* para evaluar la calidad de estos tratamientos. Nuestro servicio cuenta con detectores mosfet, microMOSFET de Best Medical Canada, cuyas dimensiones permiten introducirlos en agujas de uso común en aplicaciones braquiterápicas. La principal motivación para realizar este estudio la encontramos en la posibilidad de mejorar la precisión de la medida con este tipo de detectores que presentan unas nada despreciables dependencias.

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

La caracterización de los microMOSFET exigió una gran cantidad de medidas experimentales y la construcción de varios maniqués específicos que nosotros mismos diseñamos. Analizamos la linealidad, reproducibilidad y variabilidad interdetector, así como la dependencia de la respuesta de los microMOSFET con la temperatura, la distancia fuente-detector y la orientación angular en cualquier plano del dispositivo de medida con respecto a la fuente. Un reto fue, sin duda, la obtención de un modelo matemático efectivo y relativamente simple que permitiese corregir las diferentes dependencias que estos detectores mostraron en determinadas condiciones de medición, y que además tuviese en cuenta el coeficiente de calibración de los propios detectores.

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

Los detectores presentan una linealidad excelente y una reproducibilidad razonable, menor del 3%, y, además de la dependencia nada despreciable con la temperatura y la distancia fuente-detector, presentan una gran dependencia angular, llegando al 10% en determinadas orientaciones fuente-detector. El modelo de corrección propuesto se aplicó a un grupo de medidas correspondientes a cinco tratamientos simulados de cáncer de próstata, en un maniqué de agua diseñado para tal fin. La aplicación del modelo de corrección permite pasar de una diferencia media del 3,8% entre las dosis absorbidas medidas y planificadas, cuando sólo se emplea la calibración de los detectores en las condiciones de referencia, a una diferencia media menor del 1%.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Se han medido unas importantes dependencias de respuesta de los detectores microMOSFET utilizados para la dosimetría *in vivo* en los tratamientos de HDRBT, y en base a la caracterización adecuada de estas dependencias se ha creado un modelo de corrección que aumenta la precisión de este sistema en aplicaciones clínicas. El

empleo del modelo permite evaluar la calidad de un tratamiento una vez terminado o incluso la evaluación de un tratamiento antes de ser totalmente dispensado, si evaluamos la medida de un 10% de la dosis total de la sesión, para posteriormente completar el tratamiento.



A kernel-based algorithm for the spectral fluence of clinical proton beams to calculate dose-averaged LET and other dosimetric quantities of interest

Bertolet A, Cortés-Giraldo MA, Souris K, Carabe A
Med Phys 2020; DOI:10.1002/mp.14108.

Alejandro Bertolet Reina

alebertolet@gmail.com

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Este trabajo es parte de una serie de artículos basados en la idea de generar cálculos analíticos de *linear energy transfer* (LET) en protonterapia. Esta magnitud está directamente relacionada con la efectividad biológica relativa (RBE) de los haces de hadrones, es decir, en qué factor disminuye la dosis necesaria para alcanzar el mismo efecto que con haces fotónicos. Pese a que en la práctica clínica actual en protonterapia se asume que el RBE es independiente del valor de LET y se fija como 1.1, numerosos estudios preclínicos in vitro e in vivo muestran un incremento de RBE a medida que el LET crece.

Nuestro grupo de la Universidad de Pennsylvania, en colaboración con el grupo de Miguel Cortés, de la Universidad de Sevilla, decidió apostar por la microdosimetría como metodología para obtener cálculos de LET. Así, primero modelamos las deposiciones de dosis de protones monoenergéticos en volúmenes microscópicos mediante simulaciones con Geant4-DNA (Bertolet et al, Med Phys 2019;46(9):4184-92 y Bertolet et al, Med Phys 2019;46(9):4204-14). Este trabajo complementa a aquellos, desarrollando un kernel de fluencia espectral para haces de protones, que, al integrarse junto a las funciones microdosimétricas, permite el cálculo de LET y otras magnitudes de interés.

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

A diferencia de los *kernels* tradicionales basados en magnitudes aditivas (por ejemplo: dosis, fluencia, señal recibida o actividad), nuestro *kernel* de fluencia espectral tiene como objetivo calcular espectros correspondientes a la superposición de *beamlets* con diferentes coordenadas espaciales y energías iniciales. Para ello, es necesario modelar funciones, para diferentes energías, profundidades y posiciones laterales, que representen el espectro energético de diferentes componentes de haz de protones (primarios, secundarios y otras partículas secundarias generadas en colisiones inelásticas). Nuestro método usa funciones Gaussianas para ello, ponderando valores medios y desviaciones estándar de las funciones correspondientes a cada beamlet, para cada energía, profundidad y desplazamiento lateral. Todo ello supone un aparato matemático complejo y novedoso, pero implementable analíticamente en un sistema de planificación de tratamientos (TPS).

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

Este algoritmo nos permite el cálculo simultáneo de varias magnitudes, tantas como cuya respuesta sea posible modelar en términos de energía cinética de las partículas involucradas. Así, hemos publicado los resultados en cálculo de dosis (Bertolet et al, Med Phys 2019;46(12):5816-23), LET y su equivalente microdosimétrico, lineal energy (Bertolet et al, Phys Med Biol 2020;DOI:10.1088/1361-6560/ab730a), comparándolos con resultados obtenidos de simulaciones Monte Carlo.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Nuestro proyecto está financiado por Varian Medical Systems y hemos integrado toda esta metodología en Eclipse como un script. Este script se ha distribuido por decenas de instituciones en Europa y Estados Unidos hasta ahora, con el objetivo de aunar esfuerzos en la investigación del impacto de las distribuciones de LET en los resultados clínicos de pacientes tratados con protonterapia.



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 N°	TÍTULO ACADÉMICO

DOMICILIO PARTICULAR			
CALLE/PLAZA/AV		N°	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		

<input type="checkbox"/> ENVIAR CORRESPONDENCIA	<input type="checkbox"/> DOMICILIO PARTICULAR	<input type="checkbox"/> 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	□ □	N° 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 citaciones del 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.

Seguindo 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

Quando 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.

Entidades Asociadas

VARIAN MEDICAL SYSTEM

ELEKTA

SIEMENS

BRAINLAB

EMSOR

PHILIPS

CANON MEDICAL

RADIAPROT

AGFA HEALTHCARE

BIOTERRA

CARESTREAM

FUJIFILM

GENERAL ELECTRIC HEALTHCARE

PTW

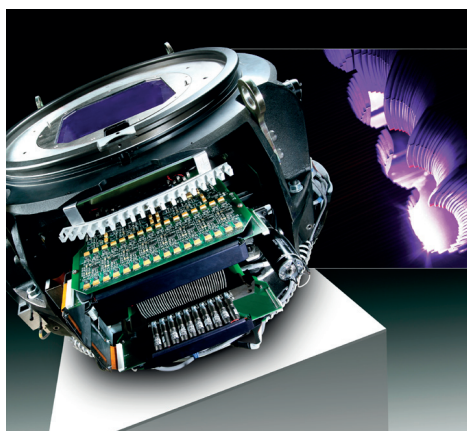
TÉCNICAS RADIOFÍSICAS

ECKERT&ZIEGLER

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



ELEKTA



Reducción de dosis

El programa de gestión de dosis más innovador permite a los profesionales minimizar su exposición y la de los pacientes, simplemente, con un clic.

DoseRite[™]

Índice

Editorial	9
Artículos científicos	
Tratamiento de radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) para lesiones múltiples bilaterales de pulmón: isocentro único o isocentros múltiples <i>Caroline Descamps, Egle Aon, Diego Franco, Gustavo Ferraris, Diego Fernandez, Edgar Falco, Edgardo Garrigo</i>	11
Propuesta de un nuevo ajuste para el cálculo del rendimiento y análisis de su influencia en la estimación de la dosis glandular <i>Noelia Solís Preciado, José Ángel Merino Gestoso, María Luisa Chapel Gómez, Diego Jiménez Vegas, Breixo Carmelo Portas Ferradás, Domingo Espinosa López, Abel Niebla Piñero</i>	19
Evaluación de la constancia de la energía empleando un sistema de imagen portal <i>Leticia Irazola Rosales, Álvaro Perales Molina, Borja Aguilar Redondo, Luis Ramos García, Benigno Barbés Fernández</i>	33
Informes	
Requisitos básicos para los sistemas de registro y gestión de dosis en pacientes sometidos a exploraciones de diagnóstico por imagen <i>Santiago Miquelez Alonso, Miguel Ángel Peinado Montes, José Miguel Fernandez Soto, José Manuel Ordiales Solís, Luis Alejo Luque, Julio Fco. Almansa López, Joan Font Gelabert</i>	41
Reseñas de tesis doctorales	55
Revisión de artículos	59

