

ISSN 1576-6632

revista de

# FÍSICA MÉDICA

num.  
2

vol.  
20

año  
2019

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](http://www.revistadefisicamedica.es)

**Director**

José Antonio Terrón León  
Hospital U. Virgen Macarena. Sevilla (España)

**Editora**

Ruth Rodríguez Romero  
HU Puerta de Hierro. Majadahonda, Madrid (España)

**Editores asociados**

Julio Almansa López  
Hospital U. Virgen de las Nieves. Granada (España)

Luis Isaac Ramos García  
Clínica Universidad de Navarra. Facultad de Medicina. Pamplona (España)

Julia Garayoa Roca  
Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz. Madrid (España)

M. Asunción Ruiz López  
Hospital U. Virgen de la Victoria. Málaga (España)

Francisco Clemente Gutierrez  
Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla". Madrid (España)

Diego García Pinto  
Departamento de Radiología. Universidad Complutense de Madrid. Madrid (España)

Jesús Cortés Rodicio  
OSI ARABA, Sede Santiago. Vitoria-Gasteiz (España)

Beatriz Sánchez Nieto  
Instituto de Física. Pontificia Universidad Católica de Chile. Santiago (Chile)

Rodolfo Alfonso Laguardia  
Instituto Superior de Ciencias y Tecnologías Aplicadas. La Habana (Cuba)

**Vocal de la SEFM**

Daniel Zucca Aparicio  
Hospital Universitario HM Sanchinarro. Madrid (España)

**Comisión científica**

Facundo Ballester Pallarés  
Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universitat de Valencia. Burjassot, Valencia (España)

Edita:



[www.auladoc.com](http://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](mailto: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](mailto:secretaria@sefm.es)



# Junta Directiva de la SEFM

## Presidenta

María Luisa Chapel Gómez

## Vicepresidenta

Mercè Beltrán Vilagrasa

## Secretaria

Naiara Fuentemilla Urio

## Tesorero

Sergio Lozares Cordero

## Vocales

Daniel Zucca Aparicio

Víctor González Pérez

Juan Castro Novais

## Comisión deontológica e institucional

### Presidente

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

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

## Comisión Científica

### Presidente

Facundo Ballester Pallarés  
*facundo.ballester@uv.es*

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

## Comisión de Docencia

### Presidenta

Cristina Picón Olmos  
*comision\_docencia@sefm.es*

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

## Representantes

### Miembros de IOMP

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

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

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

### Delegados de EFOMP

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

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

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

### Miembros de IHE

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

### Representantes en ESTRO

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

### Suplente

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

### Representante en el Colegio Oficial de Físicos

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



SIEMENS



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

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

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

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

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

# VersaHD.

## Powered by high definition dynamic radiosurgery.

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

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

[elekta.com/VersaHD](http://elekta.com/VersaHD)



Focus where it matters.

4513 371 1539 03.17

 Elekta

# Grupos de trabajo SEFM

## 1. Dosimetría clínica en braquiterapia ginecológica de cérvix

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

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

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

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

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

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

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

## 5. Hipertermia oncológica (en colaboración con: SEOR)

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

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

**Miembros (por parte de la SEFM)**    *María Luisa Chapel Gómez, Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria (Santa Cruz de Tenerife)*  
*Juan Castro Novais, Hospital Universitario Quirón Salud (Madrid)*  
*Daniel Zucca Aparicio, Hospital Universitario HM Sanchinarro (Madrid)*

**7. Recomendaciones para la gestión de las pausas en los tratamientos en radioterapia (en colaboración con SEOR)**

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



# Índice

---

<b>Editorial</b>	<b>9</b>
<b>Artículos científicos</b>	
Percepción de los especialistas en radiofísica hospitalaria sobre el papel de la bioética en su práctica profesional <i>José Manuel de la Vega, Damián Guirado, José Santiago González</i>	<b>11</b>
Implementación y validación de un protocolo de IGRT basado en imagen de kV de fluoroscopia y CBCT para el tratamiento de SBRT pulmonar <i>Cristina Ansón Marcos, Pablo Castro Tejero, David Hernández González, María Roch González, Aránzazu Valiente González, Sara Martín Juárez, Alberto Viñals Muñoz, Leopoldo Pérez González</i>	<b>23</b>
Tratamiento del meduloblastoma: comparación entre arcoterapia volumétrica modulada y radioterapia conformada tridimensional <i>Carla Manjón-García, Virginia Morillo-Macías, Juan López-Tarjuelo</i>	<b>33</b>
<b>Reseñas de tesis doctorales</b>	<b>47</b>
<b>Revisión de artículos</b>	<b>55</b>

# 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](http://www.auladoc.com)

Información y pedidos en:



+34 5428282



[info@auladoc.com](mailto:info@auladoc.com)



Madrid

# Editorial

El mes de Noviembre, en el que se publica nuestro segundo número del año, es una fecha señalada para nuestra profesión ya que el 7 de Noviembre se celebra el Día Internacional de la Física Médica. Este año el lema (“Un mundo de Física Médica”), intenta resaltar la importancia de nuestra especialidad desde un punto de vista global por el número de organizaciones internacionales (6), las sociedades nacionales que la componen (86), entre las que se encuentra la SEFM, por supuesto, y el inmenso número de profesionales que ejercen en los distintos países, más de 25000.

La Física Médica, representada en nuestro país en el ámbito hospitalario por los especialistas en Radiofísica, es por tanto una profesión en continuo crecimiento y de la que debemos sentirnos orgullosos por la importante contribución que realiza al desarrollo científico y tecnológico de la medicina moderna. En particular, en los procedimientos diagnósticos y de tratamiento que utilizan radiaciones ionizantes, el Radiofísico, como profesional sanitario, tiene una aportación fundamental para el beneficio del paciente garantizando la seguridad y calidad de este tipo de técnicas.

La celebración de este día puede ser un momento ideal para que el público en general conozca la Física Médica en todos sus ámbitos (asistencial, docente y de investigación) y los profesionales que realizan estas labores. En este sentido, es cada vez mayor el número de actividades que se desarrollan en este día y ojalá esto no solo se mantenga sino que cada uno de nosotros, en su centro, se anime a marcar todos los años esta fecha en el calendario.

Desde nuestra humilde labor de difusión de la actividad científica dentro de nuestra sociedad, en este mes señalado traemos tres trabajos que creemos que pueden ser de gran interés. El pri-

mero de ellos nos refleja la visión sobre la bioética en la práctica profesional de los radiofísicos a partir de una encuesta en la que participó un número importante de socios. Las conclusiones de este artículo nos obligarán, probablemente a replantearnos nuestra relación con la bioética ya que somos especialistas en ciencias de la salud y es, por tanto, un tema al que no debemos estar ajenos.

El segundo artículo que aparece en este número aborda una técnica muy actual como es la SBRT y, en particular, su aplicación en patología pulmonar. Se centra esta investigación en los protocolos de verificación mediante diversos tipos de imagen (necesarios en este tipo de técnicas complejas, precisas y con alta dosis por sesión) y presentando la aplicación del mismo a la experiencia propia de los autores.

La última de las aportaciones analiza el tratamiento de una patología compleja como es el meduloblastoma, realizando una comparación de la técnica clásica conformada frente a técnicas más modernas de arcoterapia modulada y evaluando la viabilidad de estas últimas.

En nuestra sección habitual de revisión de artículos ofrecemos la revisión de cuatro interesantes trabajos publicados en revistas internacionales por algunos de nuestros socios. Contamos también con cuatro contribuciones en la sección de reseña de tesis que reflejan el aumento del número de profesionales que accede al máximo grado académico en el ámbito de la Física Médica. Esperamos que alguna pequeña parte de estas investigaciones pueda encontrar también acomodo en algún número futuro de nuestra revista lo que, junto con alguno de los trabajos presentados en el último y exitoso Congreso de Burgos, nos permita ampliar la oferta periódica que presentamos a nuestros lectores.

Antes de terminar, no quisiéramos dejar pasar la ocasión de recordar que se ha abierto en la SEFM el período de renovación de la Junta Directiva. Seguro que en esta ocasión sí habrá candidaturas que puedan seguir desarrollando la labor que de una sociedad como la nuestra se requiere y continuar con los proyectos puestos en

marcha. Por nuestra parte, con la ayuda de todos vosotros, seguiremos trabajando para mejorar como medio de difusión de la actividad científica de los miembros de nuestra sociedad.

Esperamos que disfrutéis de la lectura de este número y, aunque con algo de retraso, feliz Día Internacional de la Física Médica.

# Percepción de los especialistas en radiofísica hospitalaria sobre el papel de la bioética en su práctica profesional

## Medical physicists perception of the role of bioethics in their professional practice

José Manuel de la Vega<sup>1</sup>, Damián Guirado<sup>1</sup>, José Santiago González<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Unidad de Radiofísica Hospitalaria y Protección Radiológica. Hospital Universitario San Cecilio. Granada.

<sup>2</sup> Departamento de Enfermería. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

Fecha de Recepción: 22/02/2019 - Fecha de Aceptación: 23/04/2019

**Objetivo:** Estudiar la visión que tienen los especialistas en radiofísica hospitalaria de su relación con la bioética.

**Materiales y métodos:** Se diseñó una encuesta dirigida a los miembros de la Sociedad Española de Física Médica en la que se preguntó sobre diferentes cuestiones relacionadas con la bioética. Se recolectaron otras variables de cada encuestado como la edad, el área de trabajo o sus conocimientos en bioética, variables que fueron clasificadas por categorías para estudiar su relevancia. Se representó la frecuencia de las respuestas mediante histogramas.

**Resultados:** La encuesta mostró que existen cuestiones como la percepción de la frecuencia de los conflictos éticos, la formación en bioética o la responsabilidad con el paciente en las que no existe un criterio definido entre especialistas. En algunas cuestiones las personas encuestadas con mayores conocimientos en bioética señalaron las respuestas que indicaban una relación más estrecha del profesional con la bioética y con el paciente.

**Conclusiones:** La percepción que sobre la bioética tienen los especialistas en radiofísica hospitalaria presenta una variabilidad importante. Debería abordarse cómo queremos que sea la formación en bioética, ya que de esto podría depender un cambio de paradigma en la forma en que los especialistas en radiofísica hospitalaria reaccionan ante un conflicto ético o se relacionan con el paciente.

**Palabras clave:** Radiofísica hospitalaria, física médica, bioética, encuesta.

**Objective:** To study the medical physicists standpoint regarding their relationship with bioethics.

**Materials and methods:** A survey was designed and addressed to members of the Sociedad Española de Física Médica in which a number of different questions related to bioethics were set. Other variables were also collected from each respondent, such as age, working area and knowledge on bioethics, which were categorized in order to analyse their relevance. The frequency of the responses was represented by means of histograms.

**Results:** The survey revealed the existence of issues, such as the perception of the frequency of ethic conflicts, the bioethics training or the responsibility with the patient, in which there is not a defined criteria among medical physicists. Survey respondents with greater knowledge of bioethics replied to some questions by marking the answers that indicated a closer relationship between professionals and bioethics and patients.

**Conclusions:** The medical physicists perception regarding bioethics presents an important variability. The way we think the bioethics training should to be, represents an important issue to be tackled, since it may lead to a change of paradigm in the way medical physicists react to ethical problems or in their relationship with patients.

**Key words:** Medical physics, bioethics, survey.

\*Correspondencia: jasx77@gmail.com

<https://doi.org/10.37004/sefm.2019.20.2.002>

## 1. Introducción

En España, los licenciados en Física trabajan en los hospitales desde la década de los sesenta; sin embargo, no es hasta el año 1997 cuando queda legalmente definida la figura del Especialista en Radiofísica Hospitalaria<sup>1</sup> (ERH), en otros países esta figura ya era y es conocida como la del físico médico. Posteriormente se elaboró y publicó un nuevo Real Decreto por el que se determinan y clasifican las especialidades en Ciencias de la Salud, incluida la especialidad en radiofísica hospitalaria.<sup>2</sup>

La radiofísica hospitalaria tiene detrás una sólida arquitectura legal, en la que se señalan las responsabilidades del especialista.<sup>3-5</sup> No obstante, es preciso resaltar que dichas responsabilidades son únicamente legales y nunca deben entenderse como la totalidad de las responsabilidades del ERH; de modo que lo establecido por la normativa no agota el campo de responsabilidades del profesional, entre las que están los aspectos éticos de la profesión. Sus capacidades técnicas y su profundo conocimiento sobre la ciencia y la tecnología hacen que las aportaciones del ERH en sus ámbitos de actuación sobrepasen con creces lo prescrito por la ley. Sin embargo, es cierto que la articulación legal en la que la actividad profesional del ERH está sumergida es amplia, hecho que trae aparejado que, en ocasiones, sea difícil definir hasta dónde debe llegar su responsabilidad y que, como en otras profesiones sanitarias, limite su actuación a lo establecido por la ley.

Podría resultar reduccionista asimilar la deontología profesional, ámbito que ha delimitado tradicionalmente la responsabilidad del profesional sanitario con el paciente, a la mera legalidad. Si leemos códigos deontológicos ya existentes como, por ejemplo, el Código Deontológico Médico o de Enfermería,<sup>7-8</sup> o el Reglamento de régimen interno de la Sociedad Española de Física Médica,<sup>9</sup> se comprende al instante que sus ámbitos de aplicación rebasan la esfera de lo legal. En las profesiones sanitarias, la función de lo articulado legalmente no es otra que dirimir u ordenar cualquier conflicto que pueda acaecer entre el profesional sanitario y el paciente, a raíz de una praxis que pueda ser considerada errónea o negligente. La deontología profesional y, más en general, la bioética, por cuanto su finalidad es dotar de *ethos* a la práctica sanitaria, resultan más ambiciosas.

Han pasado más de veinte años desde la creación de la especialidad en España y se han unido a ella cientos de profesionales; hemos avanzado y adquirido nuevas responsabilidades debido al desarrollo tecnológico del uso de radiaciones ionizantes en el ámbito sanitario, pero también porque hemos sido interpelados por otros profesionales debido a nuestros conocimientos y habilidades científico-técnicas. La *American Association of Physicist in Medicine* (AAPM) ha sido

consciente de la necesaria reflexión que requiere el crecimiento del mapa competencial de la especialidad, no solo para ampliar aún más este (incluso más allá del uso médico de las radiaciones ionizantes), también para usar las habilidades propias y únicas del físico médico, de forma que este profesional participe de manera más cercana y directa en el cuidado del paciente. Para ello está desarrollando el proyecto *Medical Physics 3.0. Redefining and reinvigorating the role of physics in modern medicine*.<sup>10</sup> Además, en la línea de este pensamiento, y dentro de otra iniciativa americana de repensar la física médica, que puede consultarse en [ucsd.rethinkingmedphys.org/](http://ucsd.rethinkingmedphys.org/), existe un proyecto denominado *Physics direct patient care* que se está desarrollando en el Hospital UC San Diego,<sup>11</sup> en el que el físico médico interacciona de forma directa con el paciente que va a recibir radioterapia para explicarle los aspectos más técnicos de su tratamiento.

Parece, por tanto, que llegados a este punto es necesaria una revisión de las bases bioéticas de la especialidad para poder afrontar su futuro con la debida reflexión ética realizada. Este trabajo pretende ser un primer paso en esta revisión, y tiene como objetivo conocer la opinión que los radiofísicos españoles tienen sobre su relación con la bioética. Con este propósito se diseñó una encuesta que fue accesible a todos los socios de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) y cuyos principales resultados exponemos en este trabajo.

## 2. Materiales y métodos

Se diseñó una encuesta con preguntas sobre bioética relacionadas con la labor del ERH junto con otras más genéricas. Un resumen de las principales preguntas puede verse en la tabla 1, también se muestran las posibles opciones de respuestas ofrecidas para cada una de ellas.

Se pregunta al encuestado por sus conocimientos en bioética y sobre la frecuencia con la que se enfrentan a cuestiones éticas en su quehacer diario; también sobre la necesidad de una formación en bioética, lo que nos da una idea de la importancia que la muestra de especialistas da a los aspectos teóricos de la bioética y, finalmente, sobre cuestiones de la relación del ERH con el paciente y la responsabilidad hacia él.

Tras estas preguntas se realizan otras que no están relacionadas directamente con cuestiones éticas, como su edad, género, año de obtención de la especialidad, área a la que se dedican profesionalmente (radioterapia, radiodiagnóstico, medicina nuclear, protección radiológica, investigación u otra), dónde trabaja (hospital, universidad, empresa pública o privada u otra institución) y si es residente, especialista u ocupa otra posición profesional.

**Tabla 1.** Preguntas y posibles respuestas que figuran en la encuesta sobre el vínculo entre radiofísica hospitalaria y bioética.

Pregunta	Opciones de respuesta
¿Cómo calificaría sus conocimientos en Bioética?	Escala numérica de enteros de 0 a 10
¿Con qué frecuencia le ocurre en la práctica clínica?	Nunca
¿Con qué frecuencia le ocurre en la práctica no clínica?	
¿Con qué frecuencia le ocurre en la práctica investigadora?	Con poca frecuencia
¿Con qué frecuencia le ocurre en la relación con otros compañeros radiofísicos hospitalarios?	Habitualmente
¿Con qué frecuencia le ocurre en la relación con médicos?	
¿Con qué frecuencia le ocurre en la relación con otros estamentos sanitarios?	Muy habitualmente
¿Cree necesaria la formación en bioética para los especialistas y residentes en radiofísica hospitalaria?	No Sí, es aconsejable Sí, es obligatoria
¿La relación entre el ERH y el paciente debería ser....?	No es necesaria Poca Habitual
¿Cree que de alguna manera el ERH debe y puede participar en el cuidado del paciente?	Sí o no
¿Dónde cree que termina la responsabilidad del ERH en relación con la dosimetría clínica y aplicación de los planes de tratamiento de radioterapia de los pacientes?	La responsabilidad del tratamiento es únicamente del oncólogo radioterápico Una vez el médico aprueba el plan Una vez se realiza la puesta en tratamiento del paciente Cuando termina el tratamiento Cuando concluye el seguimiento post-tratamiento

Hay que señalar que esta no es la primera encuesta que se realiza de este tipo a profesionales de la física médica. En el año 2013 Ozturk y colaboradores<sup>12</sup> presentan los resultados de una encuesta realizada a los socios de la AAPM sobre ética y profesionalismo. A pesar de que nuestra encuesta y la encuesta americana tratan sobre la misma materia, el enfoque es totalmente distinto. Mientras la encuesta que nosotros hemos planteado trata de aclarar la percepción que tienen los socios de la SEFM sobre la relación entre su actividad profesional y la bioética y es, por tanto, más general o, si se prefiere, fundamental, la encuesta de la AAPM indaga sobre cuestiones mucho más específicas; por ejemplo, pregunta por cuántas veces ha observado el encuestado una situación que se considere poco ética o profesional (favoritismos, falsificación de datos, plagio, etc.).

Con las respuestas que se obtuvieron se realizaron histogramas; además, se crearon diferentes subgrupos según tres variables categóricas para ver si existían dife-

rencias estadísticamente significativas en las respuestas entre las diferentes categorías que la conforman. Para conseguir este propósito se aplicó una prueba  $\chi^2$  de homogeneidad (con  $p$  significativo si resultaba menor de 0.1). Los primeros subgrupos se crearon atendiendo a la edad; dividiendo la muestra en (1) menores de 35 años, (2) entre 35 y 50 años y (3) mayores de 50 años. La siguiente segmentación correspondió al área a la que se dedicaba el encuestado, creándose dos grandes bloques: el primero lo formaban aquellos profesionales que trabajaban en el área de radioterapia y el segundo aquellos que se dedicaban a cualquier otra área distinta a la radioterapia. Se realizó esta división porque los profesionales que están inmersos en la radioterapia tienen una relación más próxima al paciente y su visión sobre la relación entre bioética y radiofísica hospitalaria puede ser diferente a la de otros profesionales que están en otras áreas de la especialidad. La última segmentación se basó en el nivel de conocimiento que tuvieran en bioética; se dividió la muestra en tres grupos según la

respuesta a la primera pregunta (ver tabla 1): en el primer grupo se encontraban aquellos que calificaron sus conocimientos en bioética como menores a 5 (conocimiento bajo); en el siguiente aquellos que evaluaron sus conocimientos entre 5 y 7 (conocimiento medio); y en el último grupo aquellos que consideraron sus conocimientos con una nota mayor de 7 (conocimiento alto).

La encuesta se llevó a cabo con un envío masivo a través de la SEFM. Esta sociedad agrupa a la mayoría de los ERH y residentes en radiofísica hospitalaria, por lo que una muestra de sus opiniones se puede considerar una muestra de la población de estudio (todos los especialistas y residentes de radiofísica hospitalaria). El envío masivo se llevó a cabo a través de un correo electrónico, en el cual se solicitaba la colaboración en un proyecto de investigación y se invitaba a contestar la encuesta pulsando en un enlace por el cual se accedía a la misma. Se realizaron tres envíos masivos al correo de los socios el día 5 de abril, el 17 de abril y, finalmente, el día 24 de abril de 2018, indicando en este último que la encuesta se cerraría el 27 de abril.

El formulario de la encuesta se diseñó con la herramienta on-line *Google Forms*. Para el análisis estadístico nos servimos del *software* SPSS v18.0.<sup>13</sup>

### 3. Resultados y discusión

La encuesta se envió a un total de 890 miembros de la sociedad, en la primera oleada abrieron el correo electrónico 786 personas, es decir, un 88% de las personas que lo recibieron, fue la proporción más alta de las tres oleadas, lo que supone un grado de conocimiento de la encuesta alto. Al final del periodo de recolección de datos el número de personas que habían respondido a la encuesta fue de 211, un grado de participación del 23.7%, esto supone un tamaño de la muestra suficientemente grande para conocer la percepción de los miembros de la SEFM sobre la bioética. En la encuesta de la AAPM, realizada por medios similares a la nuestra, el grado de participación fue del 18%.<sup>12</sup>

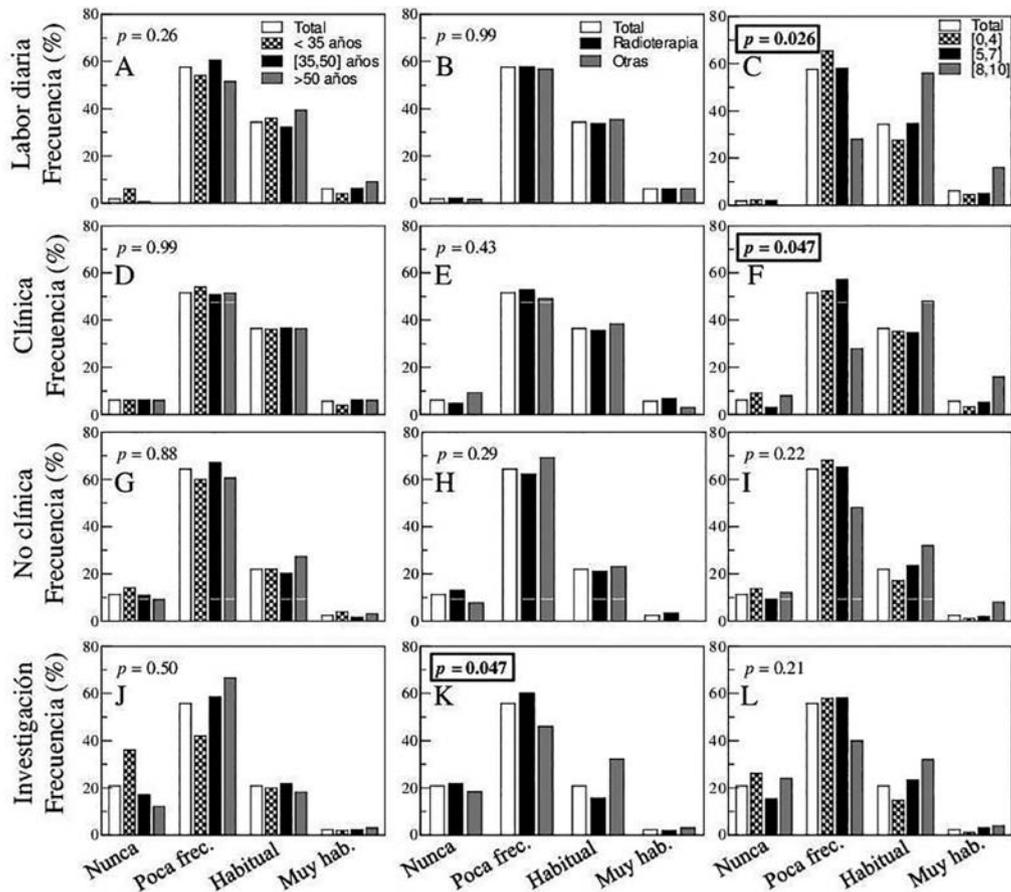
En la tabla 2 se muestran algunos datos demográficos de interés que se recogieron en la encuesta. Así la media de edad de los participantes fue de 41.5 años (IC al 95%: 40.2, 42.8 años) y la mediana de la distribución de 40 años. El 68.7% de los que respondieron la encuesta se consideraban de género masculino, el 29.4% de género femenino, un 1.9% de las respuestas no aportaban información sobre este asunto. Si atendemos a la variable edad categorizada vemos que el grueso de la muestra tiene una edad entre los 35 y los 50 años (60.7%), mientras que la categoría de más de 50 años en la muestra representa el 15.6% del total, 33 personas, este subgrupo es pequeño en valor absoluto. La muestra está formada en su mayoría por ERH dedicados al área de radioterapia, el 69.2%, este dato con-

**Tabla 2.** Principales datos demográficos recogidos en la encuesta. Se muestran también las variables categorizadas edad, área de trabajo y conocimientos en bioética. En la segunda columna aparece el porcentaje sobre el total de la muestra de los datos demográficos correspondientes y del número de sujetos que las componen, *n*.

Demográfico	%(n)
<b>Edad</b> Media = 41.5 años (IC al 95%: 40.2, 42.8 años) Mediana = 40 años	
<i>Género</i>	
Masculino	68.7% (145)
Femenino	29.4% (62)
No válidas	1.9% (4)
<i>Edad categorizada</i>	
< 35 años	23.7% (50)
[35, 50] años	60.7% (128)
> 50 años	15.6% (33)
<i>Área de trabajo</i>	
Radioterapia	69.2% (146)
Otros	30.8% (65)
<b>Conocimientos de bioética</b> Media = 4.7 (IC al 95%: 4.4, 5.0) Mediana = 5	
<i>Conocimientos de bioética categorizados</i>	
[0, 4]	41.7% (88)
[5, 7]	46.4% (98)
[8, 10]	11.8% (25)
<i>Categoría profesional</i>	
Especialista en radiofísica hospitalaria	86.7% (183)
Residente de radiofísica hospitalaria	8.1% (17)
Otra	5.2% (11)

cuerda con el número de radiofísicos que en un servicio se pueden dedicar a esta actividad. El 30.8% dedican su labor a otras áreas, este dato se divide de la siguiente forma: en el área de radiodiagnóstico trabaja un 11.4%, a labores de protección radiológica se dedica un 7.6%, al trabajo relacionado con la medicina nuclear un 6.2%, a la investigación un 1.9% y, finalmente, a otras actividades diferentes a las indicadas un 3.8%. Hay que señalar que la pregunta se refería a su actividad principal, por lo que puede ser que una misma persona dedique una parte de su tiempo a alguna de las otras áreas.

La siguiente variable que muestra la tabla 2 es la valoración de cero a diez que los encuestados realizaron sobre sus conocimientos en bioética. El valor medio de la variable continua en la muestra es de 4.7 (IC al 95%: 4.4, 5.0) y la mediana de 5, es decir, concluimos que los conocimientos en bioética de los socios no es muy alto. A continuación se muestran los valores de la frecuencia de esta variable categorizada: el 41.7% considera que sus conocimientos están por debajo de



**Fig. 1.** Histogramas de las cuatro preguntas de la encuesta: ¿Con qué frecuencia se enfrenta a cuestiones ética en su labor diaria? ¿Con qué frecuencia le ocurre en la práctica clínica? ¿Con qué frecuencia le ocurre en la práctica no clínica? ¿Con qué frecuencia le ocurre en la práctica investigadora? Las respuestas posibles se muestran en la tabla 1 y, abreviadas, en el eje x del histograma. Cada pregunta corresponde a una de las cuatro filas de la matriz de histogramas. Las columnas representan el histograma según las variables categorizadas: edad, área de trabajo y conocimientos en bioética.

5, conocimientos bajos; el 46.4% de los encuestados consideran que sus conocimientos están entre 5 y 7, que podríamos clasificar como un conocimiento medio; solo el 11.8% considera que tiene un conocimiento alto en bioética, de 8 o más. Además, esta última categoría la componen solo 25 personas de la muestra, lo que supone un número bajo, y esto debe tenerse en cuenta a la hora de interpretar los resultados cuando se considere esta variable.

Uno de los posibles sesgos a los que nos podíamos enfrentar en nuestra encuesta es que solo la contestaran personas que estuvieran interesados en la bioética, por lo que nuestros resultados podrían presentar un sesgo hacia aquellas respuestas que pusieran en valor el vínculo entre radiofísica y bioética. Podemos considerar los conocimientos en bioética como indicador del interés que ha tenido a lo largo de su vida profesional el radiofísico en esta materia. Ya vimos en el párrafo anterior que el 41.7% de los encuestados consideran que sus conocimientos en bioética son bajos; existe, por tanto, un porcentaje alto de sujetos que podemos

entender que han tenido un bajo interés en la bioética. Es cierto que hay personas que tienen interés en una materia y no han disfrutado de la posibilidad y el tiempo para formarse, por lo que la relación conocimiento-interés es probable que esté correlacionada pero no sabemos en qué grado. Lo anterior indica que, al menos en parte, este sesgo está controlado, pero continúa siendo una de las debilidades de la encuesta.

Finalmente, el 86.7% de los encuestados son ERH y el 8.1% residentes, mientras que solo el 5.2% no posee la especialidad ni está formándose para ella, pero, hemos de suponer, tienen algún tipo de relación con la física médica, ya que son socios de la SEFM. Hay que señalar, aunque no esté en la tabla 2, que el 95% de los encuestados trabaja en un centro hospitalario.

En la figura 1 se representan los histogramas de las respuestas asociadas a la actividad laboral (en general), a la práctica clínica, a la práctica no clínica y a la actividad investigadora, representadas en cada una de las cuatro filas de la figura y de arriba hacia abajo respectivamente. También hacemos una representa-

ción descomponiendo el histograma de la muestra total según las diferentes categorías de las variables edad, área de trabajo y conocimientos en bioética (ver tabla 1). Estos histogramas se representan en cada una de las tres columnas de la figura y de izquierda a derecha respectivamente. En cada histograma aparece el valor  $p$  que arroja la prueba  $\chi^2$ , para visibilizar más claramente aquellos resultados de la prueba estadísticamente significativos, con valor de  $p$  menor de 0.1, se han representado con la tipografía en negrita y rodeados de una rectángulo. Hay que señalar que en todos los paneles se ha representado el histograma de la muestra total, para poder comparar su porcentaje con el de cada categoría, y siempre se corresponde con las barras blancas. Esta representación es válida para todas las figuras de este artículo.

Si analizamos la figura 1, los histogramas de la muestra total (barras blancas) para las cuatro preguntas presentan un patrón similar. Una frecuencia baja para la respuesta “nunca” se enfrenta a cuestiones éticas, rango que va del 21% en la investigación al 2% en la labor diaria, y para la respuesta “muy habitualmente”, rango del 6% en la labor diaria al 2% en la investigación. Para las cuatro actividades la respuesta más frecuente es que con “poca frecuencia” aparecen cuestiones éticas, rango que va desde el 65% en la práctica no clínica al 52% en la práctica clínica. Finalmente, la respuesta “habitualmente” se sitúa para las cuatro preguntas en segundo lugar, rango que abarca desde el 22% en investigación al 37% en la práctica clínica. Los histogramas de la muestra total indican que existe la sensación mayoritaria entre los ERH de que es poco frecuente encontrarse con cuestiones éticas en cualquiera que sea su actividad laboral, otro porcentaje del colectivo, alrededor del 30%, percibe que estas cuestiones éticas aparecen habitualmente.

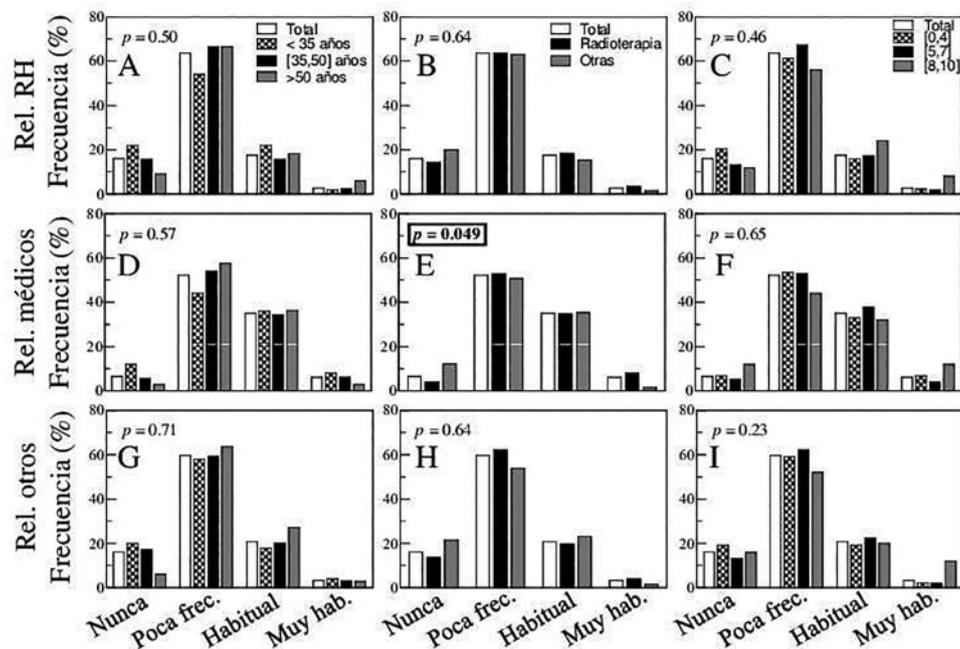
Esta misma figura muestra que solo en tres casos la prueba  $\chi^2$  de homogeneidad es estadísticamente significativa, paneles C, F y K, lo que quiere decir que hay diferencias entre los histogramas de las diferentes categorías analizadas. Así, en el panel K vemos como la frecuencia de las respuestas “nunca” y “muy habitualmente” se enfrenta a cuestiones éticas en la práctica investigadora tienen valores similares para los profesionales que se dedican a radioterapia (barras negras) y a los que engloba otras áreas de actividad (barras grises). La diferencia está en el porcentaje de los que sienten que se enfrentan a cuestiones éticas “habitualmente”, 16% para los profesionales que se dedican a la radioterapia y del 32% para los que se dedican a otras áreas de actividad, la razón de este incremento la hallamos en que entre esas otras áreas está la investigación.

Por otro lado, los paneles C y F presentan el mismo comportamiento si los comparamos entre sí, el porcentaje de sujetos que sienten que se enfrentan a cuestiones éticas “habitualmente” en su labor diaria y en la

práctica clínica se dispara al 56% y al 48%, respectivamente, para la categoría de aquellos que califican sus conocimientos en bioética entre 8 y 10 (barras grises), superando en porcentaje a la respuesta “con poca frecuencia” e invirtiendo el patrón descrito en el párrafo anterior para las dos respuestas más votadas; además, en ambos casos el 16% cree que esto sucede “muy habitualmente”, un porcentaje muy alto para esta respuesta si nos fijamos en el resto de histogramas de la figura. Si comparamos este patrón con el de las otras dos categorías (barra punteada y barra negra) vemos que en estos el histograma es muy parecido al patrón que se describió en el párrafo anterior y, por tanto, muy diferente al que presentan los sujetos con un nivel alto de conocimientos en bioética. La razón puede estar en que, al tener un nivel alto de conocimientos en bioética, estos profesionales identifican más cuestiones éticas que aparecen en su labor diaria y en su actividad clínica; para las personas con menor conocimiento esta asociación pasa desapercibida y no se cuestionan ciertos aspectos de su actividad profesional. Hay que señalar que se aprecia un comportamiento similar al descrito para estos dos paneles en los paneles I y L, aunque no se produce de manera tan acentuada y por eso la prueba  $\chi^2$  resulta no significativa. En definitiva, un conocimiento alto en bioética indica un aumento de la percepción “habitual” de las cuestiones éticas a las que se enfrenta un ERH por realizar su actividad profesional.

En la figura 2 se muestra la matriz de histogramas que representan la frecuencia de las respuestas de los encuestados a las preguntas de con qué frecuencia se enfrentan a cuestiones éticas en su relación con otros compañeros radiofísicos, con los médicos y con otros estamentos sanitarios. Si analizamos el histograma de la muestra total (barras blancas) de nuevo tenemos el mismo patrón estándar que se describió para la figura 1: bajas frecuencias para las respuestas “nunca” y “muy habitualmente”, alta frecuencia y respuesta mayoritaria para “con poca frecuencia”, y segunda respuesta predilecta para “habitualmente”. Hay que señalar, sin embargo, que el porcentaje de esta última respuesta es del 35% en la relación con los médicos, frente al 20% en la relación con otros ERH y el 24% en la relación con otros estamentos sanitarios, es decir, el conflicto ético aparece más habitualmente en la relación con los médicos especialistas que en la relación con otros profesionales.

Con respecto al análisis de diferencias significativas en los histogramas entre las diferentes categorías de las tres variables estudiadas, la figura 2 señala que solo hay diferencias significativas en el panel E,  $p = 0.049$ . Este caso se explica por las respuestas con menor frecuencia de aparición, los radiofísicos en el área de radioterapia perciben que el conflicto ético con los médicos nunca sucede en el 4% de los sujetos de esta categoría



**Fig. 2.** Histogramas de las tres preguntas de la encuesta: ¿Con qué frecuencia se enfrenta a cuestiones éticas en su relación con otros compañeros radiofísicos hospitalarios? ¿Con qué frecuencia le ocurre en la relación con médicos? ¿Con qué frecuencia le ocurre en la relación con otros estamentos sanitarios? Las respuestas posibles se muestran en la tabla 1 y, abreviadas, en el eje x del histograma. Cada pregunta corresponde a una de las tres filas de la matriz de histogramas. Las columnas representan el histograma según las variables categorizadas: edad, área de trabajo y conocimientos en bioética.

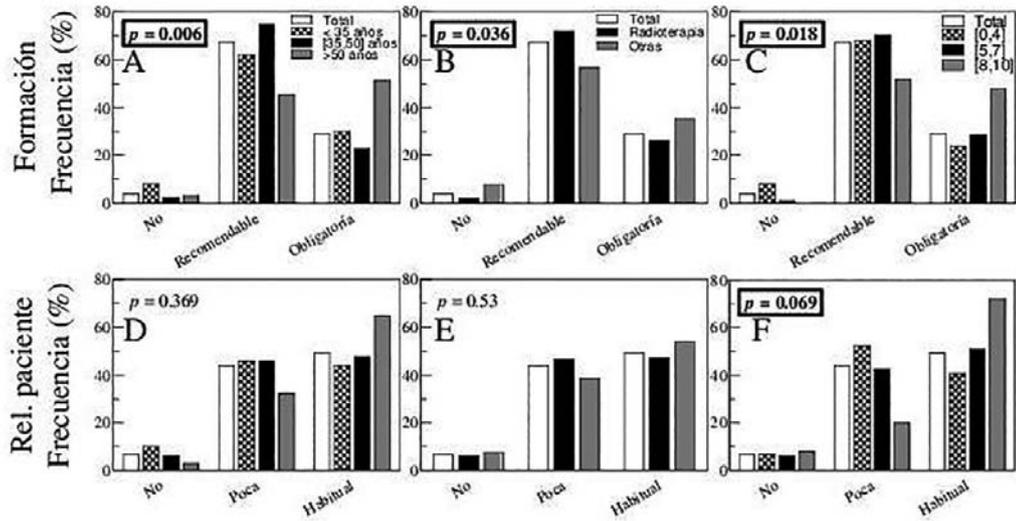
y sucede “muy habitualmente” en el 8%; sin embargo, para los radiofísicos que trabajan en otras áreas la percepción se invierte, el 12% percibe que “nunca” se dan conflictos éticos con el estamento médico y solo el 1.5% los vive “muy habitualmente”. Las otras dos respuestas tienen porcentajes muy parecidos en las dos categorías tal y como muestra el panel E. Esta diferente percepción de las respuestas más extremas se puede deber a que los ERH que trabajan en el ámbito de la radioterapia tienen un contacto mucho más frecuente con los médicos que los que están dedicados a otras áreas y, por tanto, es más probable que el conflicto ético se produzca.

El histograma de la figura 3 (primera fila) representa la frecuencia de las respuestas a la pregunta que interpellaba sobre la formación en bioética. Las barras blancas corresponden a las respuestas dadas por la muestra total de los encuestados, solo un 4% de los socios no cree necesaria la formación en bioética, una mayoría del 67% la cree aconsejable y un 29% obligatoria. Hay, por tanto, una conciencia predominante de que esta formación debe contemplarse de alguna forma (como recomendación o como conocimientos exigibles) en la formación del ERH, por lo que parece claro que el colectivo debería abordar cómo atender esta demanda concretando un programa específico para esta materia. De momento, está recogida en el programa formativo en España como actividad complementaria y de forma

algo genérica;<sup>14</sup> quizás este programa debería ser más específico y delimitar más claramente qué formación en bioética es necesaria, tal y como está recogida, por ejemplo, en el documento sobre formación en bioética de la AAPM.<sup>15</sup>

Si analizamos los histogramas descomponiéndolos según las variables categóricas edad, área de trabajo y conocimientos en bioética, paneles A, B y C respectivamente, observamos que la prueba  $\chi^2$  arroja diferencias estadísticamente significativas en las tres variables. En el panel A vemos que la categoría de socios de más de 50 años creen mayoritariamente, un 52%, que la formación debe ser obligatoria, mientras que un 46% cree que es aconsejable, invirtiendo la respuesta más votada de las otras dos categorías. Este hecho parece indicar que a mayor experiencia laboral más se convence el ERH de la necesidad de la formación en bioética. Es más probable que un especialista con más años de experiencia se haya enfrentado a dilemas éticos a lo largo de su trayectoria, y que esto le haya llevado a la conclusión de que una formación en bioética le hubiese ayudado a conducirlos de manera más adecuada.

Un resultado llamativo es el que se da en la variable categórica área de trabajo (panel B de la misma figura), aquí el 35% de las personas que se dedican a otras áreas de trabajo diferentes de la radioterapia creen que la formación debe ser obligatoria; en cambio, si el

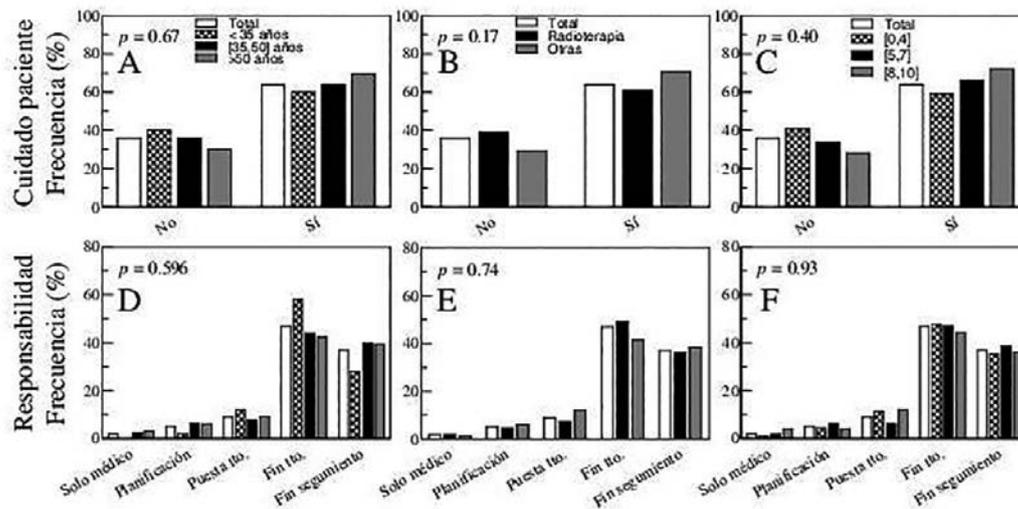


**Fig. 3.** Histogramas de las dos preguntas de la encuesta: ¿Cree necesaria la formación en bioética para los especialistas y residentes en radiofísica hospitalaria? ¿La relación entre el especialista en radiofísica hospitalaria y el paciente debería ser...? Las respuestas posibles se muestran en la tabla 1 y, abreviadas, en el eje x del histograma. Cada pregunta corresponde a una de las dos filas de la matriz de histogramas. Las columnas representan el histograma según las variables categorizadas: edad, área de trabajo y conocimientos en bioética.

ámbito es el de la radioterapia el porcentaje desciende al 26%. En este caso esperábamos que sucediera lo contrario, debido a que los profesionales vinculados a la radioterapia tienen un contacto más directo con el paciente, aunque es cierto que no han mostrado en las respuestas anteriores una mayor percepción de enfrentarse a cuestiones éticas de forma más frecuente que la categoría que engloba el resto de actividades (ver figura 1). El panel C sí muestra el comportamiento esperado y vemos que a mayor conocimiento de la bioética el número de socios que contemplan que la formación en bioética debe ser obligatoria aumenta: 24% (conocimientos entre 0 y 4), 29% (conocimientos entre 5 y 7) y 48% (conocimientos entre 8 y 10).

Hay que señalar que para esta pregunta sí existe una análoga en la encuesta que la AAPM hizo a sus socios y cuyo análisis se publicó en el año 2013.<sup>12</sup> En concreto, de la muestra de encuestados un 8% creía que no era necesaria una formación continua en bioética, un 48% la consideraban solo recomendable o voluntaria y un 44% opinaba que debería ser obligatoria. Vemos que en este caso los porcentajes entre las dos respuestas afirmativas están más cercanos. Como ya se señaló, la AAPM tiene un programa formativo en bioética para los especialistas en formación muy ambicioso.<sup>15</sup> Este tema es, por tanto, un asunto que necesita una deliberación; primero a nivel nacional, para luego tratar de acordar, a nivel internacional, cómo deber ser y qué conocimientos mínimos debe tener un físico médico en bioética para poder afrontar y desarrollar una actividad profesional no solo correcta, también virtuosa.

En los paneles D, E y F de la figura 3 se representan los histogramas obtenidos de las respuestas a la pregunta: ¿La relación entre el especialista en radiofísica hospitalaria y el paciente debería ser...? Si analizamos el histograma correspondiente a las tres posibles respuestas, “nunca”, “poca” o “habitual”, de la muestra completa de socios (barras blancas), los porcentajes son 7%, 44% y 49% respectivamente; es decir, aunque hay una mayoría de personas que creen que la relación deber ser habitual, existe un porcentaje importante de ERH que opinan que la relación no tiene por qué ser estrecha para que el especialista realice su labor. Si analizamos por la variable categórica edad, panel D, vemos que el porcentaje de la respuesta “habitual” aumenta al 63% en la categoría de socios mayores de 50 años con respecto a las otras dos categorías, con valores alrededor del 45%; aunque el incremento es importante, la prueba  $\chi^2$  arroja que no hay diferencias estadísticamente significativas entre las categorías edad ( $p = 0.369$ ), por lo que no podemos concluir que este aumento indique de manera clara que los socios mayores tengan una opinión diferente al resto. En cambio sí hay diferencias significativas en las categorías conocimientos de bioética, panel F; aquellos con conocimientos más bajos creen que la relación debe ser “poca”, un 52% de los encuestados de esa categoría, y un 41% opinan que debe ser “habitual”. Estos porcentajes prácticamente se invierten en el caso de los que tienen unos conocimientos medios: 43% “poca” relación, relación “habitual” 51%. En la categoría de miembros de la SEFM con unos altos conocimientos en bioética donde



**Fig. 4.** Histogramas de las dos preguntas de la encuesta: ¿Cree que de alguna manera el especialista en radiofísica hospitalaria debe y puede participar en el cuidado del paciente? ¿Dónde cree que termina la responsabilidad del especialista en radiofísica hospitalaria en relación con la dosimetría clínica y aplicación de los planes de tratamiento de radioterapia de los pacientes? Las respuestas posibles se muestran en la tabla 1 y, abreviadas, en el eje x del histograma. Cada pregunta corresponde a una de las dos filas de la matriz de histogramas. Las columnas representan el histograma según las variables categorizadas: edad, área de trabajo y conocimientos en bioética.

los porcentajes muestran mayor diferencia dentro de las respuestas (20% “poca” relación, 72% relación “habitual” con el paciente) y con las otras dos categorías. Los resultados indican que a mayor conocimiento en bioética, mayor percepción existe de que la relación con el paciente debe ser más constante en la actividad del ERH. Para aquellos miembros que tienen conocimientos altos en bioética esta percepción es claramente mayoritaria, 72%. Para la variable área de trabajo categorizada no existen diferencias reseñables en esta cuestión y es similar al comportamiento que presenta la muestra completa (panel E de la figura).

La primera fila de histogramas de la figura 4 es una representación de los porcentajes obtenidos para las respuestas a la pregunta, ¿cree que de alguna manera el especialista en radiofísica hospitalaria debe y puede participar en el cuidado del paciente?, en este caso dos eran las opciones “no” y “sí”. La barra blanca corresponde al histograma de la muestra total, que acumula un 36% de noes y un 64% de síes, por lo que los socios de la SEFM creen mayoritariamente en la figura del radiofísico como cuidador del paciente. Si analizamos las respuestas según las variables categóricas edad, área de trabajo y conocimientos en bioética, paneles A, B y C respectivamente, vemos que en los tres casos no hay diferencias significativas entre categorías ( $p > 0.1$  en todos los casos) y que todas las categorías tienen un comportamiento similar al descrito para la muestra total (barras blancas). Aunque hay que señalar que la respuesta “sí” va aumentando su

porcentaje conforme aumenta la edad (panel A) y los conocimientos en bioética (panel C), pero este aumento no es lo suficientemente importante desde el punto de vista estadístico.

Finalmente, los paneles inferiores de la figura 4 representan los histogramas para la muestra total (barras blancas) y las variables categóricas edad (panel D), área de trabajo (panel E) y conocimientos de bioética (panel F) de las respuestas (ver tabla 1) a la pregunta, ¿dónde cree que termina la responsabilidad del ERH en relación con la dosimetría clínica y aplicación de los planes de tratamiento de radioterapia de los pacientes? Prácticamente todos los histogramas presentan un comportamiento y porcentajes similares, entre sí y entre categorías (resultados estadísticamente no significativos). En primer lugar hay tres respuestas que obtienen un porcentaje muy bajo en el histograma total y en las diferentes categorías estas son: “la responsabilidad del tratamiento es únicamente del oncólogo radioterápico” (2% en la muestra total, barras blancas), “una vez el médico aprueba el plan” (5% en la muestra total) y “una vez se realiza la puesta en tratamiento del paciente” (9% en la muestra total). Es decir, la mayoría de los miembros de la SEFM apuestan por una responsabilidad en los tratamientos que se prolongue más allá del primer día de tratamiento que tiene el paciente en su proceso radioterápico. En segundo lugar, existe un dilema entre dos opciones: un porcentaje mayoritario cree que la responsabilidad llega hasta que el tratamiento finaliza (47% en la muestra total) y otro porcen-

taje importante cree que termina cuando el seguimiento del paciente post-tratamiento concluye (37% en la muestra total). La existencia de este dilema enfrenta al colectivo a la realidad de que necesitamos deliberar sobre hasta dónde llega la responsabilidad del ERH con respecto al paciente en los tratamientos de radioterapia.

Más allá del hecho de que existe una idea mayoritaria de que se extiende más allá del primer día de tratamiento. El ERH es el que mejor conoce la forma en la que se va a realizar el tratamiento del paciente, sus detalles técnicos, sus particularidades, los pormenores de la dosimetría y, si se aplican los modelos adecuados, una estimación, con unas incertidumbres no despreciables, de las probabilidades de aparición de efectos adversos en los tejidos sanos y de la probabilidad de control tumoral. Toda esta información que posee el ERH debe ser de mayor utilidad que la mera exposición al médico del tratamiento o su comprobación el primer día del mismo, tal y como muestran los resultados de la encuesta. Somos conscientes, por tanto, de la importancia de nuestra labor, pero debemos clarificar los límites de nuestra responsabilidad. Desde nuestro punto de vista solo podremos responder a esta pregunta desde una mirada bioética de nuestra relación con el paciente y atendiendo al mayor beneficio del mismo.

## Conclusiones

La percepción que sobre la bioética tienen los especialistas en radiofísica hospitalaria presenta una variabilidad importante. Tanto en la frecuencia con la que aparece el conflicto ético en el desarrollo de su labor profesional como en aspectos de la formación o responsabilidad con el paciente.

Hay que resaltar que la variable categórica de los conocimientos en bioética de los encuestados ha demostrado ser una indicadora de una percepción más estrecha entre la radiofísica hospitalaria y la bioética, lo que ha favorecido que esta categoría se decante en general por aquellas respuestas que ponían de manifiesto esta visión. Además, los resultados de la encuesta avalan que debería abordarse cómo debe ser la formación en bioética en la especialidad y qué contenidos debe tener.

Esta deliberación es importante porque puede propiciar un cambio de paradigma en la relación del físico médico con el paciente e, incluso, en la apreciación que el especialista tiene de su labor tal y como demuestran los resultados de la encuesta. En todo caso la formación debe ir acompañada de una importante carga práctica, de modo que el especialista en radiofísica hospitalaria sea consciente de la potente herramienta que es la bioética para mejorar como profesional, y dar así una asistencia y cuidados de calidad a los pacientes que de él dependan.

## Agradecimientos

Los autores quieren agradecer a la Junta Directiva de la Sociedad Española de Física Médica su ayuda para la distribución de la encuesta a los miembros de su sociedad científica, así como su ayuda en todas las cuestiones logísticas que dicha distribución supuso. Queremos expresar también nuestro agradecimiento a todos aquellos socios que dedicaron parte de su tiempo a contestar la encuesta, lo que ha permitido sacar adelante este trabajo de investigación. Hay que señalar que este artículo es un resumen de una de las partes del trabajo fin de máster en Bioética y Bioderecho de la Universidad de La Laguna de Jose Manuel de la Vega Fernández titulado "Bases deontológicas y de la ética del cuidado en la especialidad de radiofísica hospitalaria". Este trabajo ha sido distinguido con el "I Premio al Mejor Trabajo Fin de Máster de la Universidad de La Laguna curso 2017-18 en la rama del conocimiento de Ciencias de la Salud" por la asociación Alumnos de la Universidad de La Laguna.

## Bibliografía

1. Real Decreto 220/1997, de 14 de febrero, por el que se crea y regula la obtención del título oficial de Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Boletín Oficial del Estado, BOE, pág 6914-18, Madrid, 1997.
2. Real Decreto 183/2008, de 8 de febrero, por el que se determinan y clasifican las especialidades en Ciencias de la Salud y se desarrollan determinados aspectos del sistema de formación sanitaria especializada. Boletín Oficial del Estado, BOE, Madrid, 2008.
3. 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. Diario Oficial de la Unión Europea, Bruselas, 2013.
4. Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. Boletín Oficial del Estado, BOE, pág 29383-94, Madrid, 1998
5. Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico. Boletín Oficial del Estado, BOE, pág 45891-900, Madrid, 1999.
6. Real Decreto 1841/1997, de 5 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en medicina nuclear. Boletín Oficial del Estado, BOE, pág 37137-43, Madrid, 1997.
7. Código de deontología médica. Guía de ética médica. Organización Médica Colegial, OMC, Madrid, 2011.
8. Código deontológico de enfermería española. Consejo General de Enfermería, Madrid, 1989. Disponible en [www.codem.es/codigo-deontologico](http://www.codem.es/codigo-deontologico).
9. Reglamento de régimen interno de la Sociedad Española de Física Médica. Sociedad Española de Física Médica, SEFM, Girona, 2017. Disponible en [www.sefm.es/wp-content/](http://www.sefm.es/wp-content/)

- uploads/2017/06/REGLAMENTO-DE-RÉGIMEN-INTERNO-SEFM-JUNIO-2017-FINAL-aprobado.pdf.
10. Samei E, Pawlicki T, Atwood TF, Bourland JD, Chin E, Das SK, et al . Medical Physics 3.0. Redefining and reinvigorating the role of physics in modern medicine. American Association of Physicists in Medicine, AAPM, 2018. Disponible en [www.aapm.org/MedPhys30/](http://www.aapm.org/MedPhys30/)
  11. Atwood T, Brown D. Physics direct patient care. UC San Diego, 2017. Disponible en [ucsd.rethinkingmedphys.org/pdpci/](http://ucsd.rethinkingmedphys.org/pdpci/).
  12. Ozturk N, Armato SG, Giger ML, Serago CF, Ross LF. Ethics and professionalism in medical physics: A survey of AAPM members. *Med Phys* 2013;40(4):1–8.
  13. SPSS Inc Released 2008. SPSS Statistics for Windows, Version 17.0. SPSS Inc, Chicago, 2008.
  14. Guía de formación de especialistas, separata de radiofísica hospitalaria. Ministerio de Salud y Consumo y Ministerio de Educación y Cultura, Madrid, 2003.
  15. Serago CF, Burmeister JW, Dunscombe PB, Gale AA, Hendee WR, Kry SF, Wu CS. Recommended ethics curriculum for medical physics graduate and residency programs: Report of Task Group 159. *Med Phys* 2010;37(8):4495–500.



# 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](https://brainlab.com/exactrac).

# Implementación y validación de un protocolo de IGRT basado en imagen de kV de fluoroscopia y CBCT para el tratamiento de SBRT pulmonar

## Implementation and validation of kV fluoroscopy and CBCT based IGRT protocol for lung SBRT treatment

**Cristina Anson Marcos<sup>1</sup>, Pablo Castro Tejero<sup>1</sup>, David Hernández González<sup>1</sup>, María Roch González<sup>1</sup>, Aránzazu Valiente González<sup>2</sup>, Sara Martín Juárez<sup>2</sup>, Alberto Viñals Muñoz<sup>1</sup>, Leopoldo Pérez González<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario La Princesa. Madrid.

<sup>2</sup> Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario La Princesa. Madrid.

**Fecha de Recepción: 08/04/2019 - Fecha de Aceptación: 06/09/2019**

El objetivo de este trabajo es describir nuestro protocolo de radioterapia guiada por imagen (IGRT) para tratamientos de radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) en lesiones pulmonares, así como evaluar los resultados de la aplicación de este protocolo en una selección de 47 pacientes analizados retrospectivamente.

La adquisición de imágenes se realiza en un equipo de tomografía computerizada 4D (TC4D). Durante el tratamiento, mediante la técnica VMAT, se adquieren imágenes de tomografía con haz cónico (CBCT) antes y después de la sesión e imagen de fluoroscopia intrafracción, siempre que sea posible visualizar la lesión, para verificar la amplitud de movimiento y la posición del tumor.

En el 72% de los pacientes analizados fue posible realizar imagen de fluoroscopia, de los cuales un 71% verificó su correcto posicionamiento frente al 29% que necesitaron ser reposicionados mediante la adquisición de CBCT al menos en alguna de las fracciones. Los errores sistemáticos y aleatorios de los CBCT tras la sesión están por debajo de 1 mm, lo que valida el protocolo.

La fluoroscopia supone una herramienta útil, dependiendo del contraste de visualización, para verificar la posición del tumor. Además, en comparación con el CBCT, reduce el tiempo de tratamiento y minimiza la dosis. Combinada con CBCT, permite monitorizar la lesión durante el tratamiento.

**Palabras clave:** Radioterapia guiada por imagen, movimiento respiratorio, desplazamiento intrafracción, radioterapia estereotáxica extracraneal.

The aim of this work is to describe our Image-Guided Radiation Therapy (IGRT) protocol for lung Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) together with the evaluation of the results from applying this protocol over a sample of 47 patients analyzed retrospectively.

Simulation time-resolved four-dimensional CT (4DCT) images are acquired taking into account the respiratory cycle of the patient. During the treatment, using VMAT technique, pre- and post- treatment Cone Beam Computer Tomography (CBCT), as well as intrafraction fluoroscopy whenever possible due to lesion position visualization, are performed to verify tumor amplitude motion and position.

Fluoroscopy image was acquired in 72% of patients analyzed, from which 71% verified the right position against 29% who needed to be reposition by using intrafraction CBCT at least in one fraction. Post-treatment CBCT systematic and random errors are below 1 mm, thereby protocol validation is accepted.

Fluoroscopy manages to verify tumor position accuracy depending on high contrast visualization. However, in comparison to intrafraction CBCT, it involves reducing treatment duration and minimizing dose to patient. Fluoroscopy, in conjunction with CBCT, allows monitoring motion during the treatment.

**Key words:** Image-Guided Radiation Therapy, respiratory motion, intrafraction movement, Stereotactic Body Radiation Therapy.

\*Correspondencia: anson.cristina@gmail.com

<https://doi.org/10.37004/sefm/2019.20.2.003>

## 1. Introducción

La radioterapia estereotáxica extracraneal (Stereotactic Body Radiation Therapy, SBRT), se usa ya ampliamente como terapia para el tratamiento de cáncer de pulmón en estadios precoces. La técnica SBRT, basada en administrar dosis altas en pocas fracciones (3-10 fracciones), ha reportado altas tasas de control local y baja toxicidad a tejidos sanos.<sup>1-4</sup> Sin embargo, como consecuencia de las altas dosis por fracción se requiere de una alta precisión y exactitud en la administración del tratamiento para disminuir la irradiación de tejido sano. Minimizar las incertidumbres geométricas tales como movimientos respiratorios,<sup>5</sup> variaciones con respecto a la posición de referencia (línea base)<sup>6</sup> y errores de posicionamiento, permite impartir la dosis del tratamiento de manera más precisa. De acuerdo con la Comisión Internacional de Unidades y Medida de la Radiación (International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU),<sup>7</sup> se deben incluir en el volumen blanco de planificación (Planning Target Volume, PTV) márgenes internos (IM) y márgenes de configuración (SM) para compensar las incertidumbres geométricas que incluyen el movimiento de tumor, la delimitación del tumor y los errores en el posicionamiento. Esto es especialmente relevante en los tratamientos en SBRT y, como consecuencia, surge la necesidad del empleo de la denominada radioterapia guiada por la imagen (IGRT) con el objetivo de reducir las incertidumbres asociadas al posicionamiento del paciente.

La imagen de simulación de los tratamientos radioterápicos proporciona una visión de la anatomía del paciente que idealmente se corresponderá con la anatomía del mismo a lo largo del tratamiento. La planificación del tratamiento está sujeta a la definición de la lesión y los órganos de riesgo (OAR), así como a la elección de la técnica óptima para llevarlo a cabo. En localizaciones pulmonares las imágenes de simulación pueden presentar artefactos producidos por el movimiento. Dichos artefactos limitan el correcto contorno de la lesión y de los OAR, afectando también a la precisión del cálculo de dosis.<sup>8</sup> En las localizaciones pulmonares, el movimiento de la lesión tumoral debido a la respiración del paciente tiene una gran importancia cuando se usan técnicas de alta conformación. Por este motivo, y con el objetivo de minimizar las incertidumbres asociadas al movimiento, en la imagen de simulación del tratamiento se ha extendido el uso de la Tomografía Computerizada en 4 dimensiones (TC4D). El objetivo de la imagen TC4D es reducir los artefactos inducidos por la respiración, ofreciendo información de la posición del tumor a lo largo de todo el ciclo respiratorio y permitiendo de este modo delimitar con precisión los volúmenes a irradiar.

La administración de dosis en presencia de movimientos intrafracción causa un emborronamiento de la distribución de dosis estática a lo largo de la trayectoria del movimiento. Por otro lado, los movimientos interfracción causan un desplazamiento de la distribución de dosis.<sup>9</sup> Ambos casos resultan en una desviación entre las distribuciones de dosis planificada y administrada. Esta desviación se encuentra magnificada en las técnicas que presentan modulación de intensidad, debido al efecto *interplay*.<sup>10,11</sup> Este efecto provoca artefactos de movimiento en la distribución de dosis, debido a la combinación del movimiento de las láminas y la componente del movimiento del tumor perpendicular al haz. Mientras que el movimiento intrafracción puede ser causado por los sistemas respiratorio, gastrointestinal y cardíaco, las investigaciones en los pasados años se han centrado principalmente en el movimiento debido a la respiración del paciente.<sup>12</sup> Por otro lado, las altas dosis de radiación asociadas a la SBRT provocan un aumento del tiempo de administración del tratamiento, y con ello la probabilidad de que el paciente se mueva durante la sesión. Debido a esto, la incorporación de imagen intrafracción es una práctica recomendada en los protocolos de IGRT para SBRT con el objetivo de minimizar los efectos del movimiento intrafracción.<sup>13,14</sup>

En este estudio, se presenta una estrategia para abordar la imagen en tratamientos de SBRT pulmonar donde se encuentra involucrado el movimiento respiratorio del paciente. El estudio se realizará tanto a nivel de simulación, incorporando imágenes TC4D, así como en el propio tratamiento mediante IGRT basada en tomografía con haz cónico (Cone-Beam Computed Tomography, CBCT) de kilovoltaje (kV) previa a su administración, y mediante IGRT basada en fluoroscopia (de kV) y CBCT durante la propia sesión, así como CBCT al final de la misma, para evaluar los movimientos interfracción e intrafracción respectivamente. Además, se analizan retrospectivamente dichas imágenes y sus correspondientes desplazamientos con el objetivo de contrastar la validez del procedimiento.

## 2. Material y métodos

Para la realización del estudio cuantitativo, se seleccionaron de manera retrospectiva 47 pacientes sometidos al tratamiento de SBRT de pulmón con esquemas de fraccionamiento de 1800 cGy/fracción y 1100 cGy/fracción en 3 y 5 sesiones respectivamente. Tanto la fase de simulación como la de tratamiento se llevan a cabo con el paciente en respiración libre y posicionado con un sistema inmovilizador de pulmón indexado a la mesa (Posirest-2. CIVCO Radiotherapy®, Orange City, IA) y una cuña de rodillas, buscando la posición más

cómoda y que a la vez sea reproducible a lo largo de todo el tratamiento.

En la fase de simulación se utilizó un equipo TC Toshiba Aquilion LB (Canon Medical Systems®, Japón) realizando un escáner helicoidal con adquisición de imágenes cada 2 mm y reconstrucción mediante algoritmo iterativo AIDR (Adaptive Iterative Dose Reduction). La asociación de las imágenes con el momento del ciclo respiratorio en el que fueron adquiridas se realiza mediante el sistema Real-time Position Manager (RPM) (Varian Medical Systems®, Palo Alto, EEUU). El sistema RPM utiliza una cámara infrarroja de rastreo y unos marcadores reflectantes que miden el patrón y la amplitud del movimiento respiratorio representándolo en forma de onda. El sistema se basa en sincronizar la adquisición de imágenes con el ciclo respiratorio del paciente.

Durante la fase de tratamiento se utilizó un acelerador lineal Clinac 2300 iX (Varian Medical Systems®, Palo Alto, EEUU) provisto de un colimador multiláminas Millennium 120 Leaf MLC y sistema de imagen de kilovoltaje On-Board Imager® (OBI) que permite realizar imágenes CBCT y fluoroscopia. La administración de la dosis se realiza mediante la técnica de irradiación de arcoterapia volumétrica modulada (Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT) con fotones de energía 6 MV y la dosis administrada mediante tres hemiarcos coplanares incidiendo por la parte más próxima a la localización de la lesión.

## 2.1. Simulación y delimitación de volúmenes

Se posiciona al paciente en la mesa de la unidad TC4D en la posición más estable y cómoda posible, compatible con los inmovilizadores mencionados previamente. A continuación se sitúa a la altura de la pared superior abdominal del paciente el bloque con marcas reflectantes del sistema RPM, que sirve como marcador externo. La cámara infrarroja, situada en la parte caudal de la mesa del escáner, rastrea el movimiento del bloque. El software de RPM permite visualizar tanto el movimiento del bloque sobre el paciente, como la onda que representa su ciclo respiratorio y un esquema con una barra en movimiento entre dos franjas que simulan la amplitud de la onda. El paciente puede visualizar este último esquema a través de una pantalla que se encuentra situada en la parte craneal de la mesa. La posición de dicha pantalla se ajusta para que el paciente sea capaz de visualizarla en todo momento sin necesidad de forzar la posición. De esta manera, el propio paciente puede autorregular su respiración para que en todo momento el ciclo respiratorio sea reproducible. A continuación se realiza un TC4D con una correlación retrospectiva de la respiración. Las imágenes del TC y la señal del movimiento respiratorio son adquiridas simul-

táneamente. Una vez acaba la adquisición, se sincroniza la señal respiratoria con las imágenes de manera que se post-procesan siendo posible obtener diferentes conjuntos de imágenes TC3D, cada uno representando una fase específica del ciclo respiratorio del paciente. De acuerdo a nuestro protocolo se reconstruyen los conjuntos de imágenes adquiridas que corresponden a 10 fases del ciclo respiratorio, y además se reconstruye la serie de imágenes de proyección de intensidad máxima (Maximum Intensity Projection, MIP) y la de intensidad media (Average Intensity, AI). La serie MIP proporciona una imagen 3D cuyos vóxeles contienen el valor de la máxima intensidad de vóxel del conjunto de imágenes del TC4D.<sup>15</sup> La serie AI proporciona una imagen 3D cuyos vóxeles contienen el valor de la media aritmética del conjunto de imágenes del TC4D.

Con el objetivo de evaluar correctamente el movimiento y la forma del tumor, la delimitación del volumen de interés la realiza el oncólogo raditerápico sobre cada una de las 10 series de imágenes 3D correspondientes a diferentes fases del ciclo respiratorio. El contorno del volumen blanco macroscópico (Gross Tumor Volume, GTV) en este caso equivale al volumen blanco clínico (Clinical Target Volume, CTV). A continuación se genera un volumen envolvente que contiene a la lesión a lo largo de todo su desplazamiento. Este volumen de movimiento interno (Internal target Volumen, ITV) es específico para el movimiento de la lesión de cada paciente y se utiliza para tener en cuenta las incertidumbres en el tamaño, la forma y la posición del CTV.<sup>16</sup>

Para tener en cuenta las incertidumbres geométricas y de posicionamiento el ITV se extiende con un margen de 5 mm<sup>12,17</sup> para generar el PTV. Se verifica el ITV en la serie MIP de manera que contenga la lesión en este conjunto de imágenes. El uso de la serie MIP debe realizarse con cuidado ya que presenta problemas para delimitar la lesión en localizaciones cercanas a mediastino, diafragma o pared costal (tumores que se encuentran cerca de tejidos de densidad similar o mayor).<sup>18</sup> El contorno de los órganos de riesgo y la planificación del tratamiento se realiza sobre las imágenes de la serie AI.

## 2.2. Descripción del protocolo IGRT

En la unidad de tratamiento se sitúa al paciente en la posición de referencia del TC usando los tatuajes hechos en la fase de simulación. A continuación se desplaza la mesa para colocar al paciente en la posición de tratamiento planificada. El sistema de imagen de kV OBI, solo permite adquirir imágenes con una posición de la mesa que no posea un gran desplazamiento en la dirección lateral. Se trata de un sistema de seguridad para evitar posibles colisiones. En lesiones cuya localización está muy lateralizada el sistema OBI

obliga a centrar la mesa para adquirir imagen de CBCT, desplazamiento que el sistema tiene en cuenta en el registro de imágenes y reposicionamiento del paciente. Este centrado, y el retorno a la posición del tratamiento, resulta un inconveniente en cuanto a optimización temporal, debido a que se tiene que entrar a la sala de tratamiento para mover la mesa desde la posición aceptada por el sistema OBI a la posición de administración de la dosis de tratamiento cada vez que se adquiere imagen. Por este motivo, se utiliza una barra indexadora (Transverse Lok-Bar. CIVCO Radiotherapy®, Orange City, IA) que permite desplazar el inmovilizador de pulmón con respecto a la mesa de tratamiento en la dirección lateral. De manera que se posiciona al paciente en el isocentro mientras que la mesa queda lo más centrada posible durante el tratamiento. El uso de esta herramienta permite agilizar y optimizar la duración total del tratamiento debido a que no hace falta entrar al búnker entre cada hemiarco para centrar la mesa, además de evitar posibles colisiones. A continuación se describe el proceso de adquisición de imágenes el cual se presenta en tres pasos que corresponden a imagen antes, entre y después de la administración de los haces de tratamiento durante la sesión.

1. Antes de administrar el tratamiento, se adquiere un CBCT de posicionamiento (pre-CBCT). Se realiza un registro local online de la lesión, verificando que tanto los OAR próximos a la lesión como el contorno del paciente coinciden con los obtenidos del TC de simulación. El médico especialista en oncología radioterápica evalúa si la lesión se encuentra dentro del contorno ITV y si la coincidencia de los OAR es correcta. Si esto es así y los desplazamientos resultantes del registro rígido en las tres direcciones son menores de 1 cm, entonces se aplican los desplazamientos y se procede a tratar el primer hemiarco del tratamiento. En caso de que el desplazamiento en al menos una de las tres direcciones sea mayor de 1 cm o el registro no sea correcto (si el contorno o los OAR están desplazados al menos 1.5 cm) no se aplican los desplazamientos, sino que se relocaliza al paciente en la mesa de tratamiento para repetir el CBCT de posicionamiento.
2. Al finalizar un hemiarco, se confirma el posicionamiento de la lesión adquiriendo imágenes de fluoroscopia con el sistema de kV. Las imágenes en 2D se realizan en la proyección lateral, siempre que sea posible, debido a que el movimiento lateral del tumor es menor que en la dirección vertical y la cráneo-caudal, siendo esta última donde se ha reportado la máxima amplitud de movimiento de tumores en la región.<sup>19,20</sup> De esta manera la imagen de fluoroscopia permite, además de verificar la correcta posición del paciente, visualizar la ampli-

tud del movimiento de la lesión. El contorno del PTV es exportado previamente junto con la radiografía reconstruida digitalmente (Digital Reconstructed Radiography, DRR). Si la lesión no excede el contorno del PTV en cualquier momento del ciclo respiratorio, se procede a impartir el segundo hemiarco. En caso de que la lesión no esté ubicada dentro del contorno del PTV se realiza un CBCT (mid-CBCT) para reposicionar al paciente. No obstante, puede darse el hecho de que la amplitud de movimiento de la lesión exceda el contorno del PTV, entonces se valora la posibilidad de adquirir un nuevo TC de simulación. En el caso de que la lesión no sea visible en la imagen de fluoroscopia se realiza mid-CBCT para verificar que no ha habido movimiento del paciente intrafracción usando los mismos criterios de registro que para el pre-CBCT. El segundo paso, que corresponde a lo descrito en este párrafo, se repite entre cada hemiarco.

3. Tras la irradiación de todos los arcos de tratamiento se realiza la adquisición de un CBCT (post-CBCT) y su registro con el TC de simulación tomando la lesión como referencia para obtener la posición final del paciente. El CBCT adquirido al final permitiría decidir por sí solo si el paciente ha presentado movimiento intrafracción. De esta forma la imagen intrafracción puede ser adaptada en posteriores sesiones dependiendo de la reproducibilidad del posicionamiento que presenta paciente. Así, por ejemplo, si un paciente no presenta movimientos intrafracción en las primeras sesiones de tratamiento podrá reducir el número de adquisiciones de imagen en el resto de sesiones.

La descripción previa del protocolo se muestra en la figura 1 en forma de un diagrama de decisiones.

### 2.3. Análisis de los datos del registro de imágenes IGRT

Con el objetivo de evaluar los movimientos intrafracción, se han analizado, para cada paciente y en cada fracción, los desplazamientos de mesa requeridos a partir del registro de las imágenes de los pre-CBCT y post-CBCT con la del TC de simulación (la serie AI). Se han calculado tanto errores sistemáticos ( $\Sigma$ ) como aleatorios ( $\sigma$ ) poblacionales. Denominando  $m$  al error sistemático individual de los desplazamientos en cada una de las tres direcciones del espacio para cada paciente y  $M$  la media poblacional de los mismos,  $\Sigma$  es la desviación estándar (SD) de la media poblacional  $M$ . Es decir, es la dispersión de los valores medio individuales  $m$  (o errores sistemáticos individuales) en torno al valor medio del conjunto de pacientes  $M$ . El error aleatorio

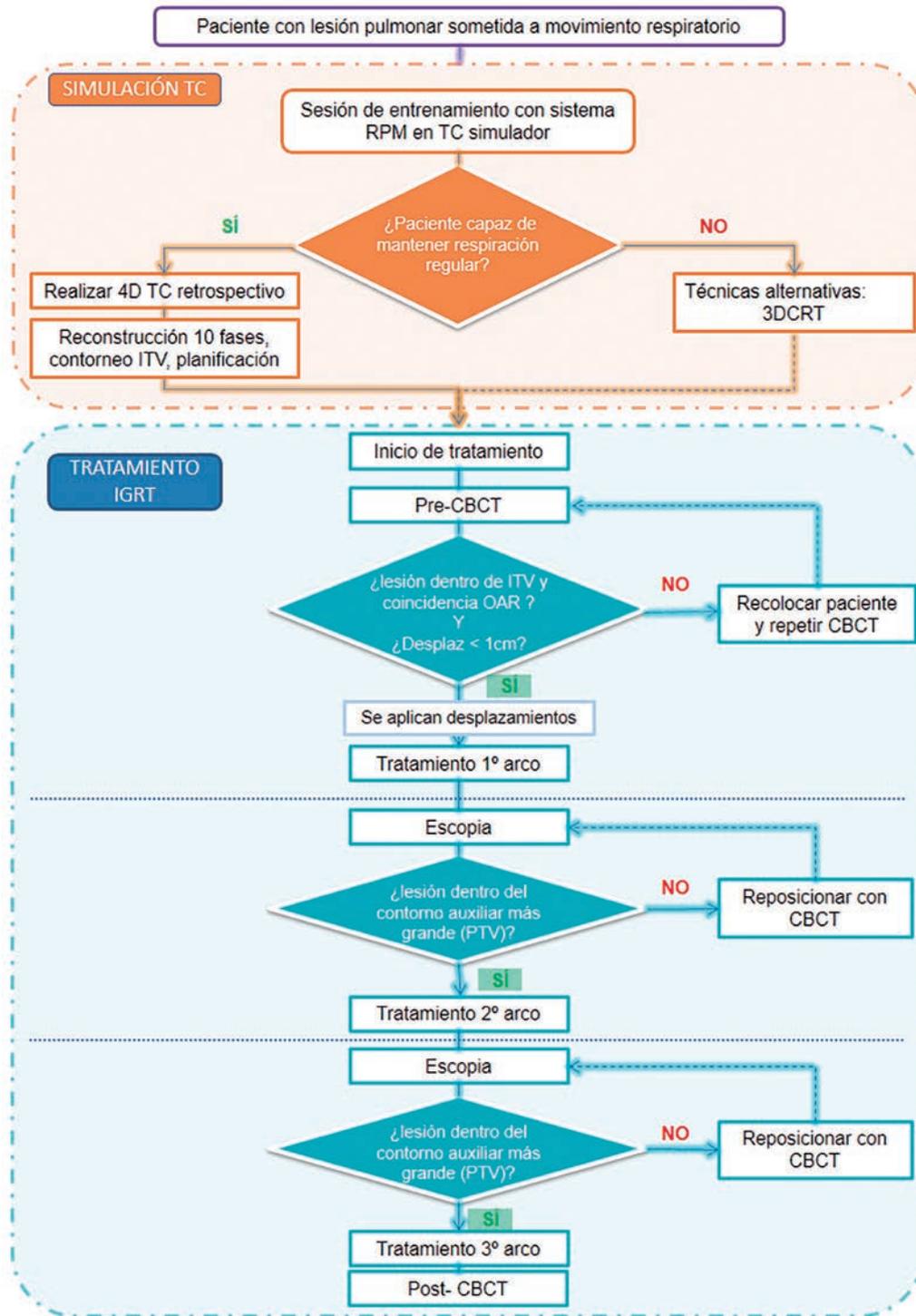


Fig. 1. Diagrama de decisiones SBRT pulmonar.

poblacional,  $\sigma$ , es la media cuadrática de los errores aleatorios individuales.<sup>21</sup>

Por otro lado, se ha determinado el porcentaje de pacientes a los que un buen contraste de visualización de la lesión en la imagen ha permitido realizar fluoroscopia intrafracción en todas las sesiones, frente al

porcentaje de pacientes en los que se ha tenido que recurrir a la imagen mid-CBCT, como alternativa a la fluoroscopia, para verificar la posición durante la sesión de tratamiento. De los primeros, se ha analizado el porcentaje de los mismos que presentó movimientos intrafracción que superasen los límites establecidos en este

**Tabla 1.** Valores medios, errores sistemáticos y aleatorios obtenidos a partir del registro de imágenes.

	Registro de imágenes IGRT					
	pre-CBCT			post-CBCT		
	LAT (mm)	AP (mm)	CC (mm)	LAT (mm)	AP (mm)	CC (mm)
<b>Media</b>	-0.6	-1.6	-0.4	-0.1	-0.5	-0.2
<b><math>\Sigma</math></b>	2.7	3.2	3.0	0.5	0.9	0.7
<b><math>\sigma</math></b>	1.5	2.6	2.8	0.7	0.9	1.0

protocolo en alguna de las sesiones, lo que conllevó a un reposicionamiento mediante mid-CBCT.

Por último se ha llevado a cabo un estudio del número de sesiones, sobre el total que corresponde a todos los pacientes, en los que se ha obtenido imagen mid-CBCT, diferenciando el porcentaje de las debidas a imagen como alternativa a la fluoroscopia y las debidas a una necesidad de reposicionamiento revelada a partir de la adquisición de la imagen de fluoroscopia.

### 3. Resultados

A partir de las imágenes TC4D se ha evaluado la amplitud del movimiento de los tumores de los pacientes analizados. El análisis se ha realizado en las direcciones lateral (LAT), antero-posterior (AP) y cráneo-caudal (CC); resultando como valor medio (y rango) 1.6 mm (0 – 5.8 mm), 3.1 mm (0 – 11.6 mm) y 8.6 mm (0 – 29.2 mm) respectivamente. Los resultados muestran que la mayor amplitud de movimiento se produce en la dirección CC. De la muestra de 47 pacientes analizada, 28 pacientes presentan un rango de movimiento mayor o igual a 5 mm en alguna de las direcciones. El criterio de tomar un valor de 5 mm está recomendado por la Sociedad americana de física médica (American Association of Physicists in Medicine, AAPM)<sup>12</sup> a la hora de decidir usar técnicas de control respiratorio. En nuestro estudio supone un 60% de la muestra analizada.

En la tabla 1 se muestran los valores medios de los desplazamientos de mesa obtenidos al realizar el registro de imágenes mediante el pre- y post- CBCT, así como los errores sistemáticos y aleatorios en cada una de las direcciones LAT, AP y CC. La dirección AP presenta un desplazamiento sistemático mayor que el resto de direcciones. Esto podría ser debido a discrepancias entre el indicador de distancia fuente-superficie (SSD), utilizado a la hora de posicionar en la dirección vertical, y el isocentro mecánico. En cuanto a los errores sistemáticos se puede observar que son superiores a

los aleatorios antes del tratamiento, de lo que se desprende que la reproducibilidad del tratamiento entre sesiones es ligeramente superior a la reproducibilidad en la preparación del tratamiento. Este hecho refleja la necesidad de imagen diaria previa al tratamiento. Sin embargo, al finalizar la fracción de tratamiento los errores aleatorios alcanzan valores muy similares a los sistemáticos y por debajo del milímetro, de lo que podemos deducir la adecuación de los sistemas de inmovilización para este tipo de tratamientos y del protocolo IGRT aplicado durante la sesión. El pre-CBCT presenta mayores desplazamientos que el post-CBCT debido, principalmente a que el movimiento intrafracción es menor que la incertidumbre de posicionamiento interfracción y, por otro lado, a que la posición de la lesión se verifica durante la fracción y se corrige en caso necesario.

En el 72% de los pacientes la imagen de fluoroscopia ha permitido verificar su posición intrafracción, mientras que el 28% restante no lleva asociados imagen de fluoroscopia debido a que no era posible la visualización de la lesión por un bajo contraste en la imagen. Del conjunto de pacientes con imagen de fluoroscopia asociada, un 71% presentaron una correcta posición del tumor durante todas las sesiones de tratamiento, mientras que el 29% presentó un mal posicionamiento del tumor en la imagen de fluoroscopia, al menos en alguna de las sesiones, ya que se encontraron discrepancias con la imagen de simulación. Esto último conllevó a tener que reposicionar a esos pacientes mediante la adquisición de un CBCT, de la que se comprobó que había habido algún movimiento desde la adquisición del pre-CBCT. Dichos resultados están reflejados en la figura 2.

La tabla 2 presenta el porcentaje de sesiones en las que se adquirieron mid-CBCT, tanto los realizados como consecuencia al bajo contraste de la imagen de fluoroscopia, como los que se realizan para reposicionar al paciente tras la visualización del erróneo reposicionamiento de la lesión en la imagen de fluoroscopia.

Mediante la imagen de CBCT se visualizaron cambios de la línea base en dos de los pacientes de la

### Imagen IGRT intrafracción en porcentaje de pacientes

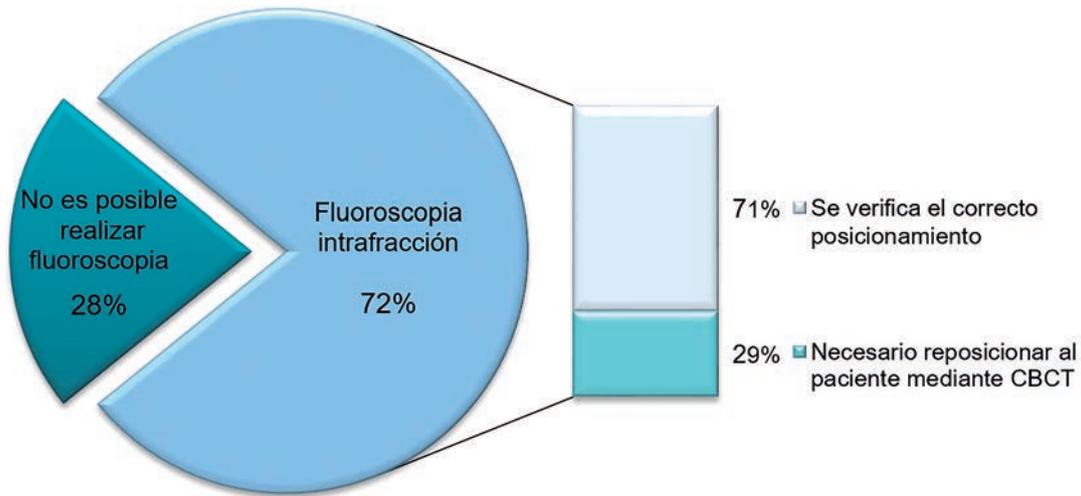


Fig. 2. Imagen intrafracción en valores de porcentaje de pacientes.

muestra analizada. Dichos cambios requirieron la adquisición de un nuevo TC de simulación y replanificación del tratamiento. Por otro lado, durante la fase de simulación, la imposibilidad de obtener un patrón respiratorio reproducible se dio solo en uno de los pacientes. Como consecuencia de esto, se descartó la técnica de SBRT para el tratamiento de la lesión pulmonar y en su lugar se realizó un tratamiento convencional 3DCRT.

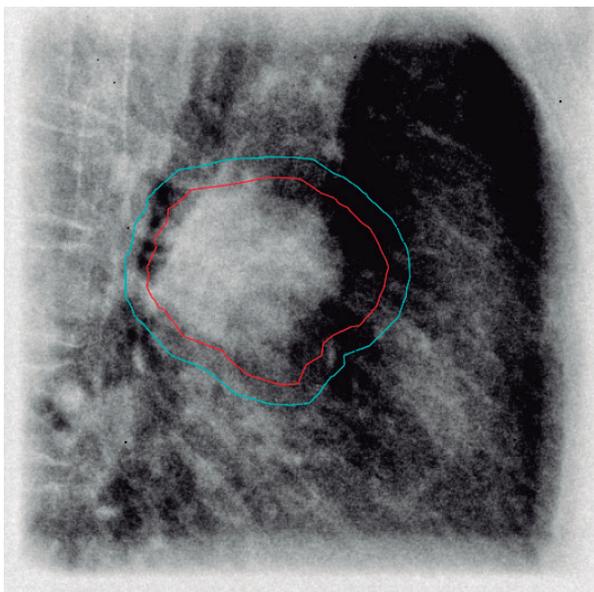


Fig. 3. Imagen de fluoroscopia intrafracción con tamaño de campo optimizado.

Tabla 2. CBCT intrafracción en valores de porcentaje de sesiones analizadas.

	1º mid-CBCT	2º mid-CBCT
En lugar de imagen de fluoroscopia	23%	20%
Para reposicionamiento después de fluoroscopia	7%	0.4%

Por otro lado, la optimización del área de irradiación al adquirir la imagen de fluoroscopia supuso una disminución de superficie irradiada (figura 3). De esta manera se consiguió mejorar la calidad de imagen, debido a la reducción de radiación dispersa que contribuye a la formación de la imagen. Asimismo se logró disminuir la dosis de radiación debida a la IGRT, no contemplada como dosis clínica.

### 4. Discusión

Los tratamientos de radioterapia de lesiones pulmonares responden a menudo con una rápida reducción del volumen tumoral, lo que puede conllevar a errores sistemáticos en la administración de la dosis,<sup>22</sup> lo que subraya la importancia de protocolos de IGRT en estos tratamientos. Cuando se usa un TC3D de simulación, la imagen se adquiere en fases arbitrarias del ciclo

respiratorio, y por tanto introduce desplazamientos sistemáticos en la línea base. Se ha observado que tales desplazamientos se correlacionan con la amplitud del movimiento del tumor.<sup>23</sup> Por lo tanto, los márgenes que tienen en cuenta el movimiento de la lesión podrían aplicarse en una posición arbitraria del tumor, en lugar de la posición media real, resultando así en una infra-dosificación del tumor y la sobredosificación del tejido sano. En este sentido, el uso de TC4D permite obtener imágenes de alta calidad en presencia de movimiento respiratorio, dando la posibilidad de determinar la posición media del tumor y su rango de movimiento.<sup>24,25</sup> Tal y como recomiendan las guías,<sup>13,14</sup> nuestro protocolo contempla la evaluación del movimiento respiratorio individualmente, ya que el movimiento respiratorio es específico de cada paciente, variándose las características respiratorias en periodo y amplitud.<sup>26</sup> El uso de sistemas de evaluación de movimiento permite establecer un patrón relativamente predecible para cada paciente. Con el objetivo de optimizar tiempo y recursos, es importante evaluar previamente las capacidades respiratorias de cada paciente para determinar si mantiene una respiración reproducible de la que se pueda deducir un patrón respiratorio para la imagen TC4D. Además, el uso de dispositivos de visualización del ciclo respiratorio por el propio paciente ha demostrado una mejora en la reproducibilidad respiratoria.<sup>27,28</sup> Este protocolo prescinde del uso del compresor abdominal debido a que puede provocar incomodidad y ansiedad en los pacientes, además de que algunos autores han reportado una mayor variabilidad del movimiento del tumor a causa a su uso.<sup>29,30,31</sup>

El movimiento del tumor debido a la respiración no es unidimensional, sino una combinación de movimientos en tres dimensiones, que da como resultado una trayectoria de histéresis. La dirección en la que se ha reportado el mayor movimiento es en la CC,<sup>19,20</sup> en acuerdo con los resultados obtenidos en este trabajo. Debido a esto, la imagen de fluoroscopia realizada en la proyección lateral permitirá controlar esta dirección de movimiento.

Diversos autores han reportado que el patrón del ciclo respiratorio se mantiene considerablemente estable durante el tratamiento<sup>32,33</sup> mientras que otros han reportado cambios en el patrón del movimiento respiratorio entre fracciones e incluso en una misma fracción.<sup>34</sup> Mediante la imagen de fluoroscopia es posible caracterizar el ciclo respiratorio. En nuestro estudio, no ha habido ningún caso en el que se hayan encontrado variaciones en la respiración del paciente entre la simulación y las diferentes sesiones de tratamiento.

Las imágenes de CBCT son una potente herramienta de IGRT ya que permiten corregir los desplazamientos interfacción debidos a la posición del tumor relativa a estructuras óseas. Las variaciones respecto a la línea base no son pequeñas y están relacionadas, en pri-

mera instancia, con aspectos fisiológicos que no están directamente relacionados con la respiración, como por ejemplo el llenado del estómago.<sup>24</sup> Asimismo, los tiempos de adquisición de CBCT permiten capturar, durante varios ciclos respiratorios, la posición media del tumor, que se corresponde bien con el ITV obtenido del TC4D de simulación.<sup>35,36</sup> Sin embargo, las imágenes CBCT son susceptibles a artefactos debido a los movimientos respiratorios.<sup>24</sup> Por otro lado, se ha observado que la variabilidad en la posición intrafracción está correlacionada con el tiempo de administración del tratamiento, encontrando que por encima de 34 minutos, los desplazamientos incrementan con una desviación media de 5.3 mm.<sup>37</sup>

La imagen de fluoroscopia supone una herramienta útil para localizar el tumor en tiempo real<sup>38</sup> y evaluar la estabilidad de su amplitud de movimiento. La imagen de fluoroscopia tiene como principales ventajas la visualización del movimiento del tumor en un breve tiempo de adquisición, lo que hace reducir las probabilidades de variación de la posición intrafracción. Uno de los inconvenientes que presenta esta modalidad de imagen es que no proporciona información volumétrica, ya que se trata de una imagen 2D, posibilitando la visualización del movimiento del tumor en dos de sus direcciones de movimiento. Asimismo, la imagen de fluoroscopia se caracteriza por su bajo contraste, lo que dificulta la visualización en tejido blando. Como solución a esta problemática, en algunos centros se usa la implantación en el pulmón de marcadores fiduciales percutáneos. Sin embargo, esta práctica puede suponer un alto riesgo de pneumotórax<sup>39</sup> además de aumentar la complejidad del tratamiento y molestias al paciente. En nuestro centro, no se ha implementado el uso de marcadores fiduciales pulmonares. Sin embargo, de nuestros resultados se deduce que en un 72% de los pacientes la imagen de fluoroscopia presentaba un contraste suficiente para visualizar la lesión, confirmando así la utilidad de esta herramienta para IGRT. Otra de las ventajas de la fluoroscopia tiene que ver con que la dosis absorbida impartida al paciente debido a los sistemas de imagen IGRT es menor en fluoroscopia que en CBCT.<sup>40</sup>

Es posible evaluar la variabilidad de la posición intrafracción mediante la adquisición de CBCT antes y después de la sesión de tratamiento. Hugo et al<sup>41</sup> compararon los desplazamientos de lesiones pulmonares en pre-CBCT y post-CBCT obteniendo que el cambio en la posición intrafracción puede llegar a ser mayor de 2 mm en un porcentaje significativo de sesiones. La variabilidad de posición intrafracción se debe tener en cuenta en el diseño del protocolo de IGRT. En el estudio que hemos realizado se ha obtenido que en un 15% del total de sesiones de tratamiento las imágenes post-CBCT presentaban desplazamientos superiores a 2 mm. La monitorización del paciente durante la sesión

permite un mayor control de los desplazamientos intrafracción.

Los sistemas de inmovilización suponen una herramienta útil de reducción de desplazamientos intrafracción así como de reproducibilidad del movimiento de paciente para minimizar desplazamientos interfracción. Igualmente, la labor de los técnicos superiores de radioterapia (TSRT) es de gran importancia en cuestión de posicionamiento y reducción de errores interfracción. La correcta colocación del paciente favorece la reducción de movimientos intrafracción relacionados con un aumento del tiempo total que dura la sesión por una posible recolocación del paciente. La elaboración de un protocolo de ayuda, disponible en la sala de control, ha facilitado el cumplimiento del protocolo de IGRT en nuestro servicio.

Los tratamientos con *gating* respiratorio, junto con el uso combinado de imagen de planificación TC4D e imagen guiada 4D (IG4D) maximizan la precisión de la administración de la dosis. La técnica de *gating* permite reducir la irradiación del tejido sano circundante, no obstante, el tiempo de tratamiento aumenta en comparación con las técnicas que no utilizan *gating*. Es necesario establecer un límite a partir del cual los pacientes se pueden ver beneficiados del uso de esta técnica. Korreman et al<sup>42</sup> reportó que para amplitudes de movimiento del tumor por debajo de 13 mm los beneficios del uso de *gating* en la administración de la dosis resultan mínimos. De los pacientes analizados en este trabajo, un 23% se vería beneficiado del uso de *gating* según dicho límite.

## 5. Conclusiones

La aplicación de protocolos de IGRT es fundamental en los tratamientos actuales de radioterapia. En particular, los tratamientos de SBRT exigen la verificación del posicionamiento con control de imagen, debido a que requieren una gran exactitud en todas las fases del proceso, incluyendo el control del movimiento en lesiones móviles.

La adquisición de imagen durante las sesiones de tratamiento supone un mayor control del movimiento intrafracción. En este sentido la imagen de fluoroscopia permite, dependiendo del contraste de visualización de la lesión, localizar la lesión reduciendo el tiempo de tratamiento y minimizando la dosis al paciente con respecto al CBCT. Además resulta un instrumento útil para la monitorización del ciclo respiratorio del paciente y su variabilidad.

La fluoroscopia junto con el CBCT es una herramienta de IGRT adecuada para localizar la lesión durante el tratamiento.

## Bibliografía

1. Timmerman RD, Hu C, Michalski J, et al. Long-term results of RTOG 0236: a phase II trial of stereotactic body radiation therapy (SBRT) in the treatment of patients with medically inoperable stage I non-small cell lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2014;90(1):S30.
2. Solda F, Lodge M, Ashley S, Whittington A, Goldstraw P, Brada M. Stereotactic radiotherapy (SABR) for the treatment of primary non-small cell lung cancer; systematic review and comparison with a surgical cohort. *Radiother Oncol* 2013;109(1):1-7.
3. Senthil S, Lagerwaard FJ, Haasbeek CJ, Slotman BJ, Senan S. Patterns of disease recurrence after stereotactic ablative radiotherapy for early stage non-small-cell lung cancer: a retrospective analysis. *Lancet Oncol* 2012;13(8):802-9.
4. Nguyen NP, Garland L, Welsh J, Hamilton R, Cohen D, Vinh-Hung V. Can stereotactic fractionated radiation therapy become the standard of care for early stage non-small cell lung carcinoma? *Cancer Treat Rev* 2008;34(8):719-27.
5. Borst GR, Sonke JJ, Betgen A, Remeijer P, van Herk M, Lebesque JV. Kilovoltage cone-beam computed tomography setup measurements for lung cancer patients; first clinical results and comparison with electronic portalimaging device. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;68(2):555-61.
6. Chang J, Mageras GS, Yorke E, De Arruda F, Sillanpaa J, Rosenzweig KE, et al. Observation of interfractional variations in lung tumor position using respiratory gated and ungated megavoltage cone-beam computed tomography. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;67(5):1548-58.
7. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 62, Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU Report 50). Bethesda: ICRU; 1999.
8. Bradner E, Chetty I, Giaddui T, Xiao Y, Hug M. 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(1):2595-612.
9. Yu CX, Jaffray DA, Wong JW. The effects of intra-fraction organ motion on the delivery of dynamic intensity modulation. *Phys Med Biol* 1998;43:91-104.
10. Jiang SB, Pope C, Al Jarrah KM, Kung JH, Bortfeld T, Chen GT. An experimental investigation on intra-fractional organ motion effects in lung IMRT treatments. *Phys Med Biol*;2003;48:1773-84.
11. Court L, Wagar M, Berbeco R, Reisner A, Winey B, Schofield D, et al. Evaluation of the interplay effect when using RapidArc to treat targets moving in the cranio-caudal or right-left direction. *Med Phys* 2010;37:4-11.
12. Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, Emery RS, Forster KM, Jiang SB, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. *Med Phys* 2006;33(10):3874-900.
13. Stieber V, Meeks S, Tomé WA, Timmerman R, Song DY, Solberg T, et al. Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101. *Med Phys* 2010;37(8):4078-101.
14. Fernández Letón P, Baños Capilla C, Gilabert JB, Delgado Rodríguez JM, De Blas Piñol R, Ortega JM, et al. Recomendaciones de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) sobre implementación y uso clínico de

- radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT). *Rev Fis Med* 2017;18(2):77-142.
15. Bradley JD, Nofal AN, El Naqa IM, Lu W, Liu J, Hubenschmidt J, et al. Comparison of helical, maximum intensity projection (MIP), and averaged intensity (AI) 4D CT imaging for stereotactic body radiation therapy (SBRT) planning in lung cancer. *Radiother Oncol* 2006;81(3):264-8.
  16. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 83, Prescribing, recording and reporting photon-beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). Bethesda: ICRU; 2010.
  17. Timmerman R, Abdulrahman R, Kavanagh BD, Meyer JL. Lung cancer: a model for implementing stereotactic body radiation therapy into practice. *Front. Radiat. Ther. Oncol* 2007;40:368-85.
  18. Lagerwaard FJ, Senan S. Lung cancer: intensity-modulated radiation therapy, four dimensional imaging and mobility management. *Front. Radiat. Ther. Oncol* 2007;40:239-52.
  19. Ekberg L, Holmberg O, Wittgren L, Bjelkengren G, Landberg T. What margins should be added to the clinical target volume in radiotherapy treatment planning for lung cancer? *Radiother Oncol* 1998;48:71-7.
  20. Seppenwoolde Y, Shirato H, Kitamura K, et al. Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;53(4):822-34.
  21. Van Herk M. Errors and margins in radiotherapy. *Semin Radiat Oncol* 2004;14(1):52-64.
  22. Erridge SC, Seppenwoolde Y, Muller SH, van Herk M, De Jaeger K, Belderbos JS, Boersma LJ, and Lebesque JV. Portal imaging to assess set-up errors, tumor motion and tumor shrinkage during conformal radiotherapy of non-small cell lung cancer. *Radiother. Oncol* 2003;66(1):75-85.
  23. Sonke JJ, Lebesque J, van Herk M. Variability of Four-Dimensional Computed Tomography Patient Models. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;70(2):590-8.
  24. Sonke JJ, Zijp L, Remeijer P, van Herk M. Respiratory correlated cone beam CT. *Med. Phys* 2005;32(4):1176-86.
  25. Keall PJ, Starkschall G, Shukla H, Forster KM, Ortiz V, Stevens CW, Vedam SS, George R, Guerrero T, Mohan R. Acquiring 4D thoracic CT scans using a multislice helical method. *Phys. Med. Biol* 2004;49(10):2053-67.
  26. Benchetrit G. Breathing pattern in humans: Diversity and individuality. *Respir. Physiol* 2000;122(2-3):123-9.
  27. George R, Vedam SS, Chung TD, Ramakrishnan V, Keall PJ. The application of the sinusoidal model to lung cancer patient respiratory motion. *Med. Phys* 2005;32(9):2850-61.
  28. Kini VR, Vedam SS, Keall PJ, Patil S, Chen C, Mohan R. Patient training in respiratory-gated radiotherapy. *Med. Dosim* 2003;28(1):7-11.
  29. Bouilhol G, Ayadi M, Rit S, Thengumpallil S, Vandemeulebroucke J, Claude L, et al. Is abdominal compression useful in lung stereotactic body radiation therapy? A 4DCT and dosimetric lobe-dependent study. *Phys Med.* 2013;29(4):333-40.
  30. Bissonnette JP, Franks KN, Purdie TG, Moseley DJ, Sonke JJ, Jaffray DA, et al. Quantifying Interfraction and Intrafraction tumor motion in lung stereotactic body radiotherapy using respiration-correlated cone beam computed tomography. *Int J Radiat Oncol.* 2009;75:688-95.
  31. De Ruyscher D, Favier-Finn C, Moeller D, Nestle U, Hurkmans CW, Le Pechoux C et al. European Organization for Research and Treatment of Cancer (EORTC) recommendations for planning and delivery of high-dose, high precision radiotherapy for lung cancer. *Radiotherapy and Oncology.* 2017;124(1):1-10.
  32. Hugo G, Vargas C, Liang J, Kestin L, Wong JW, Yan D. Changes in the respiratory pattern during radiotherapy for cancer in the lung. *Radiother Oncol* 2006;78(3):326-31.
  33. Purdie TG, Moseley DJ, Bissonnette J-P, et al. Respiration correlated cone-beam computed tomography and 4DCT for evaluating target motion in stereotactic lung radiation therapy. *Acta Oncol* 2006;45:915-22.
  34. McClelland JR, Hughes S, Modat M, et al. Inter-fraction variations in respiratory motion models. *Phys.Med. Biol* 2011;56(1):251-72.
  35. Hugo GD, Liang J, Campbell J, Yan D. On-line target position localization in the presence of respiration: A comparison of two methods. *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys* 2007;69:1634-41.
  36. Wang Z, Wu QJ, Marks LB, Larrier N, Yin FF. Cone-beam CT localization of internal target volumes for stereotactic body radiotherapy of lung lesions. *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys* 2007;69:1618-24.
  37. Purdie TG, Bissonnette J-P, Franks K, et al. Cone-beam computed tomography for on-line image guidance of lung stereotactic radiotherapy: localization, verification, and intra-fraction tumor position. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys* 2007;68(1):243-52.
  38. Brandner ED, Heron D, Wu A, Huq MS, Yue NJ, Chen H. Localizing moving targets and organs using motion-managed CTs. *Med Dosim* 2006;31(2):134-40.
  39. Uematsu M, Shioda A, Suda A, Fukui T, Ozeki Y, Hama Y, Wong JR, Kusano S. Computed tomography-guided frameless stereotactic radiotherapy for stage I non-small cell lung cancer: A 5-year experience. *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys* 2001;51(3):666-70.
  40. Lizuain MC, Capuz AB, Delgado JM, Crispín V, García S, Juan XJ, et al. Capítulo 7: Control de calidad de los equipos de IGRT basados en imágenes producidas por radiaciones ionizantes. ADI Servicios Editoriales. Recomendaciones para el control de calidad de equipos y técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT). 1 ed. SEFM; 2013;183-210.
  41. Hugo GD, Grills IS, Wloch J, Yan D. Intrafraction Variation in Tumor Position during Stereotactic Body Radiotherapy for Lung Cancer. *Int J Radiat Oncol* 2008;72(1):S610.
  42. Korreman SS, Persson G, Nygaard D, Brink C, Juhler-Nottrup T. Respiration-correlated image guidance is the most important radiotherapy motion management strategy for most lung cancer patients. *Radiother. Oncol* 2012;83(4):1338-43.

# Tratamiento del meduloblastoma: comparación entre arcoterapia volumétrica modulada y radioterapia conformada tridimensional

## Treatment of medulloblastoma: comparison between volumetric modulated arc therapy and three-dimensional conformal radiation therapy

Carla Manjón-García<sup>1</sup>, Virginia Morillo-Macías<sup>2</sup>, Juan López-Tarjuelo<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.

<sup>2</sup> Servicio de Oncología Radioterápica

Fecha de Recepción: 02/06/2019 - Fecha de Aceptación: 03/10/2019

**Objetivo:** Presentar la viabilidad del tratamiento del meduloblastoma con arcoterapia volumétrica modulada (VMAT) planificada con *RayStation* para los aceleradores *Elekta*.

**Materiales y métodos:** 3 pacientes adultos en posición de decúbito prono tratados mediante radioterapia conformada tridimensional (3DCRT) con haces de 6 MV y 18 MV se replanificaron retrospectivamente con VMAT de 6 MV. La prescripción de dosis fue de 1.8 Gy/fracción. La evaluación de las técnicas se realizó mediante histogramas dosis-volumen e isodosos, además de con índices de conformación (IC) y de homogeneidad (IH).

**Resultados:** El IC ( $0.79 \pm 0.02$ ) y el IH ( $0.08 \pm 0.02$ ) de la VMAT tienden a ser mejores que los de la 3DCRT (IC =  $0.58 \pm 0.03$  y IH =  $0.14 \pm 0.07$ ). Para el tejido sano, se observa una disminución de la dosis absorbida máxima y de las sobredosisificaciones (VMAT:  $D_{1\%} = 1.76 \pm 0.04$  Gy/fracción;  $V_{107\%} = 0.05 \pm 0.08\%$  frente 3DCRT:  $D_{1\%} = 1.93 \pm 0.04$  Gy/fracción;  $V_{107\%} = 1.0 \pm 0.5\%$ ). Los resultados dosimétricos de los órganos de riesgo no muestran ninguna tendencia cuando se compararon ambas técnicas.

**Conclusión:** La realización del tratamiento del meduloblastoma con VMAT usando *RayStation* para los aceleradores *Elekta* es viable. Se consigue una mayor cobertura, homogeneidad y conformación en el volumen blanco, y también se disminuye notablemente las sobredosisificaciones en comparación con las planificaciones en 3DCRT.

**Palabras clave:** Meduloblastoma, irradiación craneoespinal, VMAT, dosimetría, radioterapia.

**Objective:** To present the feasibility of the treatment of medulloblastoma with volumetric-modulated arc therapy (VMAT) planned with *RayStation* for *Elekta* linacs and compare the results with conventional treatment.

**Materials and methods:** 3 adult patients in prone position treated with 3D-conformal radiotherapy (3DCRT) with 6 MV and 18 MV were replanned with 6 MV VMAT. The dose prescription was 1.8 Gy/fraction. The evaluation of the techniques was carried out with dose-volume histograms and isodoses in target volumes and healthy tissues, and with conformity (CI) and homogeneity (HI) indexes.

**Results:** VMAT CI ( $0.79 \pm 0.02$ ) and HI ( $0.08 \pm 0.02$ ) of the tended to be better than those of 3DCRT (CI =  $0.58 \pm 0.03$  and HI =  $0.14 \pm 0.07$ ). For healthy tissues, a decrease in the maximum absorbed dose was observed (VMAT:  $D_{1\%} = 1.76 \pm 0.04$  Gy/fraction and 3DCRT:  $D_{1\%} = 1.93 \pm 0.04$  Gy/fraction) as well as in the overdoses (VMAT:  $V_{107\%} = 0.05 \pm 0.08\%$  and 3DCRT:  $V_{107\%} = 1.0 \pm 0.5\%$ ). The dosimetric results of organs at risk showed no trend when both techniques were compared.

**Conclusion:** The performance with *RayStation* of the medulloblastoma treatment by VMAT is viable for *Elekta* linacs, and a greater coverage, homogeneity and conformation in the target is achieved. Overdoses were also markedly reduced compared with those caused by 3DCRT treatments.

**Key words:** Medulloblastoma, craneoespinal irradiation, VMAT, dosimetry, radiotherapy.

\*Correspondencia: carlamanjon45@gmail.com

<https://doi.org/10.37004/sefm/2019.20.2.004>

## 1. Introducción

El meduloblastoma o tumor neuroectodérmico primitivo cerebeloso infratentorial es un tumor maligno que afecta al sistema nervioso central. Es considerado el proceso neoplásico del sistema nervioso central más común en niños, ya que constituye aproximadamente el 20% de los tumores de cabeza pediátricos,<sup>1</sup> y presenta el pico de incidencia más pronunciado en el rango entre los 5 y los 10 años.<sup>2</sup> El tumor se origina en la fosa posterior, cerca de la base del cráneo, y tiende a expandirse hacia otras zonas del cerebro y a la médula espinal.

El enfoque terapéutico frente al meduloblastoma es multidisciplinar e incluye la cirugía, la radioterapia y la quimioterapia. La exéresis quirúrgica es el tratamiento estándar. Posteriormente, los pacientes se estratifican en función del riesgo y se valora la administración de irradiación en un intento de limitar la proliferación de las células malignas y disminuir el riesgo de recaída. Dependiendo de la cantidad de residuo tumoral y atendiendo a los criterios de riesgo varía la dosis administrada al paciente.<sup>3</sup> Por último, el paciente recibe un tratamiento con quimioterapia con la finalidad de mitigar el riesgo de enfermedad subclínica.<sup>4,5</sup>

Los pacientes jóvenes son más sensibles a la radiación que los adultos debido al elevado índice de proliferación de sus células; además, la esperanza de vida de los pacientes pediátricos debe tenerse en cuenta al elegir el tratamiento más adecuado.<sup>6,7</sup> Los índices de supervivencia de la enfermedad dependen de la edad del paciente y de la extensión tumoral. El estudio se ha realizado en pacientes adultos, aunque el meduloblastoma es una tipología de tumor infrecuente en edades adultas y no existen estudios aleatorizados, por lo que se extrapolan los datos del tratamiento en niños.<sup>3</sup>

En este trabajo, nos centraremos exclusivamente en la irradiación craneoespinal. Es una técnica compleja de radioterapia que consiste en la irradiación del cerebro y la médula espinal con una dosis absorbida homogénea en todo el volumen de tratamiento,<sup>8,9</sup> de forma que se administre la dosis prescrita de radiación ionizante al tumor o lecho quirúrgico y se minimice en la medida de lo posible la irradiación de los tejidos sanos colindantes, manteniendo las dosis absorbidas a los Órganos de Riesgo (OAR) dentro de los límites marcados. El tratamiento se administra en diferentes sesiones; su duración y frecuencia dependerá del tipo de tumor, su localización y tamaño, y del historial clínico del paciente.<sup>10,11</sup>

Históricamente, la irradiación craneoespinal se realizaba usando radioterapia conformada tridimensional (3DCRT), con dos campos opuestos para cubrir el holocráneo y uno o varios campos para irradiar la espina dorsal, dependiendo de la longitud del volumen blanco de tratamiento (PTV). Actualmente, se

está sustituyendo por la planificación con arcoterapia volumétrica modulada (VMAT),<sup>12,13</sup> con Tomoterapia Helicoidal<sup>14,15,16,17</sup> o con protones.<sup>6,14,15</sup> Esta última técnica, aunque daría buenos resultados, aún no está implementada en los centros españoles.<sup>18</sup>

Con la implementación de la VMAT se consigue una alta conformación de la dosis por medio de la optimización de la velocidad del cabezal o *gantry*, la tasa de dosis y la modulación del MLC (colimadores multilamina). La VMAT, generalmente, permite disminuir el tiempo de tratamiento cuando se compara con las técnicas clásicas como la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y la 3DCRT. La reducción del tiempo es importante porque disminuye la posibilidad de movimiento del paciente y reduce los costes organizativos del servicio.

Durante el proceso de implementación, el usuario debe asegurarse que el sistema de planificación utilizado encuentra una solución aceptable al problema planteado con la prescripción de la dosis absorbida en los volúmenes de tratamiento y las restricciones de los OAR. La configuración de la irradiación elegida debe poderse administrar en la unidad de tratamiento disponible.<sup>19,20</sup> Por ejemplo, el sistema de planificación (TPS) de nuestra institución, *RayStation*, no permite la programación de sectores de arco prohibidos, es decir, sectores de arco en los que el acelerador gire sin irradiar.

Así, se muestra imprescindible demostrar la viabilidad clínica y técnica de la nueva solución de clase de la institución en VMAT.

En este trabajo también se compara los resultados de los tratamientos de VMAT con los resultados de la irradiación con 3DCRT, para establecer las ventajas e inconvenientes de una frente a la otra por medio de la evaluación las dosis absorbidas en los volúmenes blanco y en los órganos de riesgo, y la conformación y la homogeneidad de los tratamientos.

## 2. Materiales y métodos

### 2.1. Posicionamiento e inmovilización del paciente

El estudio consta de 3 pacientes adultos (2 hombres y 1 mujer) inmovilizados en posición de decúbito prono mediante el sistema de inmovilización de cabeza con dos máscaras termoplásticas de cabeza (RT-1889S Mask y RT-1969 Prone Mask, **Qfix Systems Aquaplast**, Avondale, USA) que se adaptan perfectamente a la anatomía del holocráneo, una cuna alfa fabricada con un polímero (**Totim Essebi Medical SRL**, Faetano, San Marino) que reproduce la posición exacta del paciente y una cuña para las rodillas (GEISTER *Medizintechnik*

GmbH, Tuttlingen, Alemania). Estos inmovilizadores sirven para limitar el movimiento y facilitar la reproducibilidad del posicionamiento diario durante todo el tratamiento.

La media de edad de los pacientes es de 34.3 años (rango 22-42 años) y una longitud media del PTV de 74.3 cm (rango 69.3-79.8 cm). Todos ellos fueron tratados entre 2016 y 2017.

## 2.2. Adquisición de imágenes

Las imágenes usadas en la planificación se tomaron mediante el equipo de Tomografía Computarizada Siemens SOMATOM Emotion (Siemens Healthineers, Erlangen, Alemania). La adquisición de datos anatómicos se realizó mediante imágenes reconstruidas cada 5 mm y transferidas para que se contornearan los OAR y el PTV, que incluye el holocráneo y el canal medular.

## 2.3. Prescripción dosimétrica

La prescripción de dosis de los pacientes estudiados fue de 36 Gy en 20 sesiones para dos de ellos y de 23.4 Gy en 13 fracciones para el restante, prescribiéndose 1.8 Gy/fracción en todos los casos. Las diferencias entre la dosis total administrada en cada tratamiento dificultan la comparación entre planes dentro de la misma técnica, por lo que el análisis se realizó por fracción.

En cada una de las planificaciones se han cumplido los límites de dosis absorbida establecidos para los OAR. Estas restricciones se definieron para los tratamientos en 3DCRT, pero se han mantenido para las nuevas planificaciones en VMAT. La tabla 1 muestra únicamente los límites de los OAR que se utilizaron en el proceso de optimización.

## 2.4. Planificación 3DCRT

Las planificaciones realizadas en 3DCRT de este estudio son los planes que se calcularon y administraron a cada uno de los pacientes analizados. Se llevaron a cabo en el sistema de planificación de tratamientos RayStation v.6 (RaySearch Laboratories, Estocolmo, Suecia) utilizando haces de fotones de 6 MV y 18 MV, siendo tratado uno de ellos en un acelerador Elekta Precise (Elekta Ltd, Estocolmo, Suecia) con un MLC de 40 pares de láminas de 1 cm de espesor proyectado en el isocentro, y los dos restantes, en un acelerador Elekta Synergy (Elekta Ltd, Estocolmo, Suecia) de las mismas características. El algoritmo de cálculo de dosis usado fue Collapsed Cone Convolution,<sup>21</sup> con una rejilla de cálculo de 3 mm/vóxel, uniforme en las tres direcciones. El uso de dos energías en cada planificación se debió a la necesidad de homogeneizar la dosis en todo el volumen de tratamiento.

**Tabla 1.** Límites de dosis de los OAR que se utilizarán en la optimización. La estructura pulmones y riñones considera la suma de ambos pulmones y riñones, respectivamente.

OAR	Límite de dosis
Cristalino derecho	$D_{\text{máx}} \leq 10 \text{ Gy}$
Cristalino izquierdo	$D_{\text{máx}} \leq 10 \text{ Gy}$
Nervio óptico derecho	$D_{\text{máx}} \leq 54 \text{ Gy}$
Nervio óptico izquierdo	$D_{\text{máx}} \leq 54 \text{ Gy}$
Ojo derecho	$D_{\text{máx}} \leq 30 \text{ Gy}$
Ojo izquierdo	$D_{\text{máx}} \leq 30 \text{ Gy}$
Pulmones	$V_{20} \leq 25\%$
Pulmones	$V_{30} \leq 10\%$
Riñones	$V_{28} \leq 20\%$
Riñones	$V_{23} \leq 30\%$
Riñones	$V_{20} \leq 32\%$
Riñones	$V_{12} \leq 55\%$

La irradiación del holocráneo se realiza mediante coincidencia geométrica con dos haces laterales opuestos. La superposición de ambos ojos en la proyección desde el punto de vista del haz (BEV, por sus siglas en inglés) se consigue con el giro del *gantry*. De esta forma, se protegen ambos a la vez bloqueándolos con las láminas. Se utilizan segmentos con la misma angulación para reducir las sobredosificaciones. La médula espinal se irradia con haces directos con distancia fuente-superficie de 100 cm y dividiendo el volumen en dos partes: médula espinal superior y médula espinal inferior. La incidencia de los haces se muestra en la tabla 2.

En los tratamientos de 3DCRT se emplearon tres isocentros para cada plan: el primero situado en el centro del holocráneo, el siguiente en medio del volumen correspondiente a la médula espinal superior y el otro en la mitad del volumen de la médula espinal inferior (fig. 1).

La superposición de los haces se realiza usando la técnica descrita por Khan.<sup>22</sup> Con el fin de considerar la divergencia de los haces ortogonales y evitar sobredosificaciones en la unión del holocráneo con la médula, los campos del holocráneo se separan del borde superior de los campos de la médula. Esto se consigue cerrando la mordaza del límite inferior de los campos del holocráneo y la del límite superior de los haces de la médula, pero dejando abiertas las láminas extremas de ambos conjuntos de haces por detrás de la mordaza, para que la transmisión de esta contribuya a la dosis en el volumen de prescripción. Por otro lado, y con la finalidad de eliminar las sobredosificaciones indeseadas en las uniones de los campos de la médula superior con los

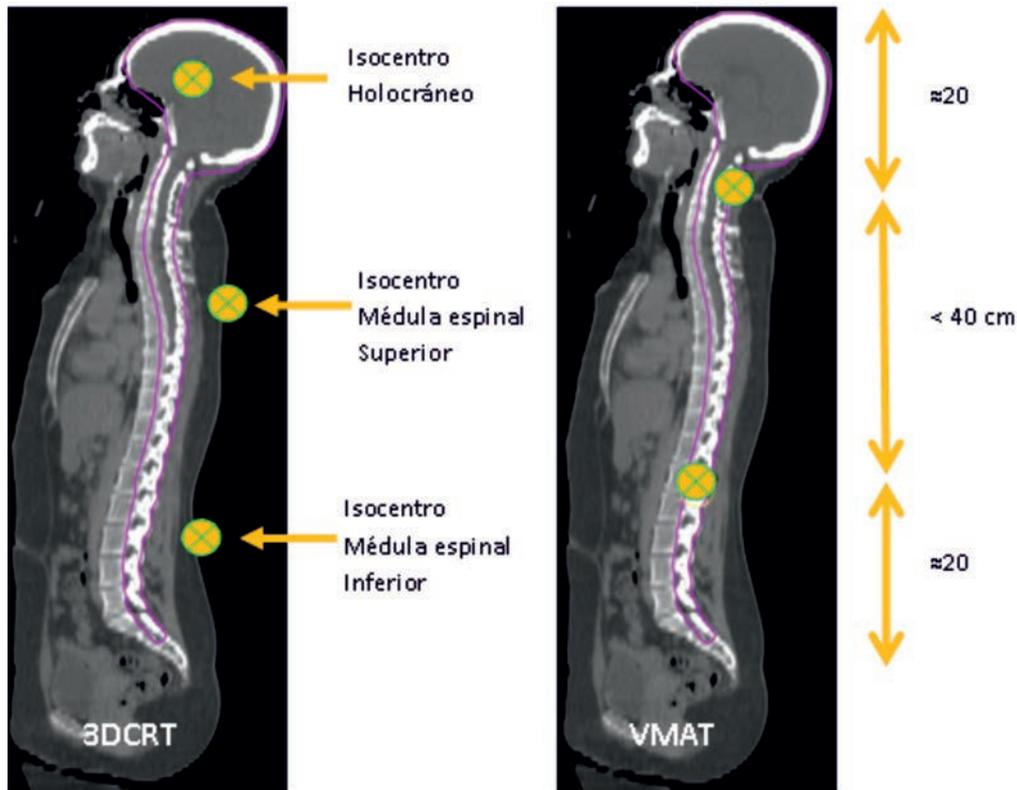


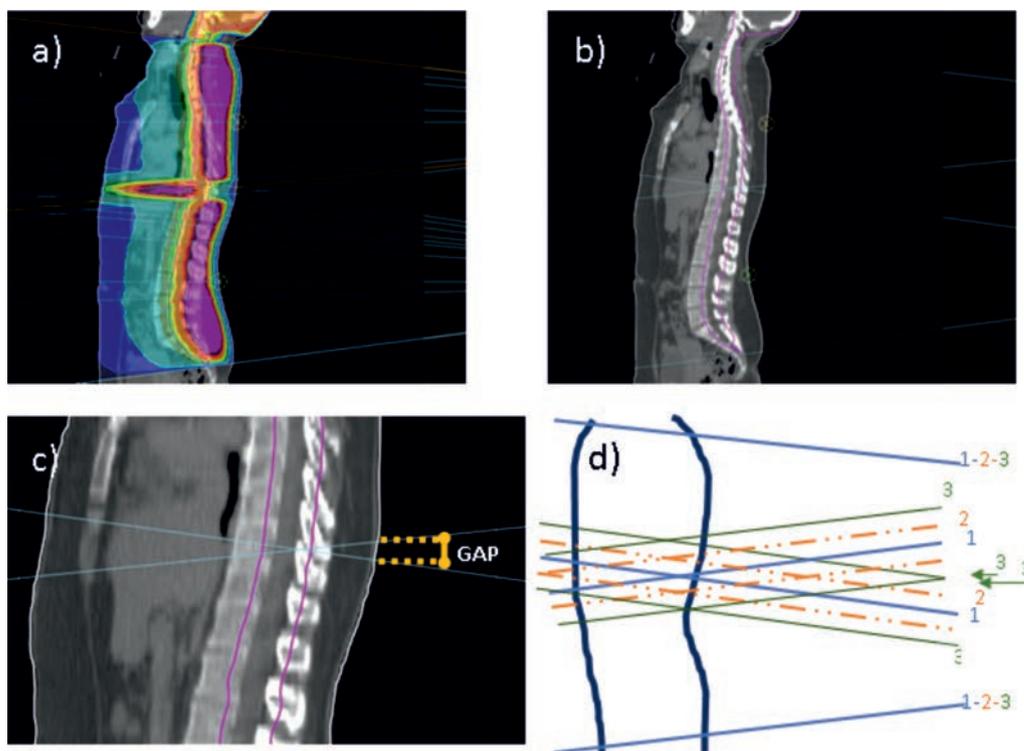
Fig. 1. Posición de los isocentros en 3DCRT y en VMAT.

Tabla 2. Incidencia de los haces en 3DCRT y ángulos de inicio y parada en la VMAT para los 3 pacientes.

Paciente	Ángulos de Gantry (°)			
	1	2	3	
3DCRT	267	265	264	Holocráneo
	96	93	84	
	0	0	0	Médula espinal
VMAT	286	280	295	Ángulo Inicio
	83	75	65	Ángulo Parada

de la médula inferior, se mejora la planificación con la técnica del escalonamiento del perfil. Esta técnica consiste en introducir varios segmentos en la zona de la unión, conocida como *gap*, para conseguir un escalonamiento de la dosis y hacer que la llamada “*gota de dosis*” sea lo más pequeña posible. La fig. 2 muestra cómo se posicionan los campos en la zona de la médula espinal, numerados según el orden de creación. En primer lugar, se posicionaron los haces principales de la médula espinal superior e inferior, respectivamente. En segundo lugar, se copian ambos haces principales

dos veces. El primer campo copiado de cada uno de los principales se abre 0.5 cm en la dirección de la unión y los segundos se cierran 0.5 cm en la dirección contraria (campos nº 2 de la fig. 2). Por último, se hacen dos copias más de cada uno de los campos principales. El primer campo copiado de cada uno de los haces principales, se abre 1 cm en la dirección de la unión y los segundos se cierran en la dirección contraria (campos nº 3 de la fig. 2). De esta forma, se consiguió escalonar la dosis y se eliminaron en la medida de lo posible las sobredosificaciones.



**Fig. 2.** Posición de los haces de la médula espinal en 3DCRT. La figura a) muestra los haces principales y los segmentos que irradian la médula espinal superior e inferior con la dosis correspondiente. La figura b) muestra únicamente los dos haces principales. La figura c) es una ampliación de la zona de gap, y es la imagen que se proporciona a los operadores de la unidad de tratamiento para que verifiquen la distancia del Gap. La figura d) muestra la representación gráfica de en qué orden se insertan los segmentos respecto a los campos principales 1.

Estos planes deben cumplir que la dosis absorbida en todo el volumen de tratamiento sea de al menos el 95% de la dosis prescrita y no superior al 107% de ésta.

## 2.5. Planificación VMAT

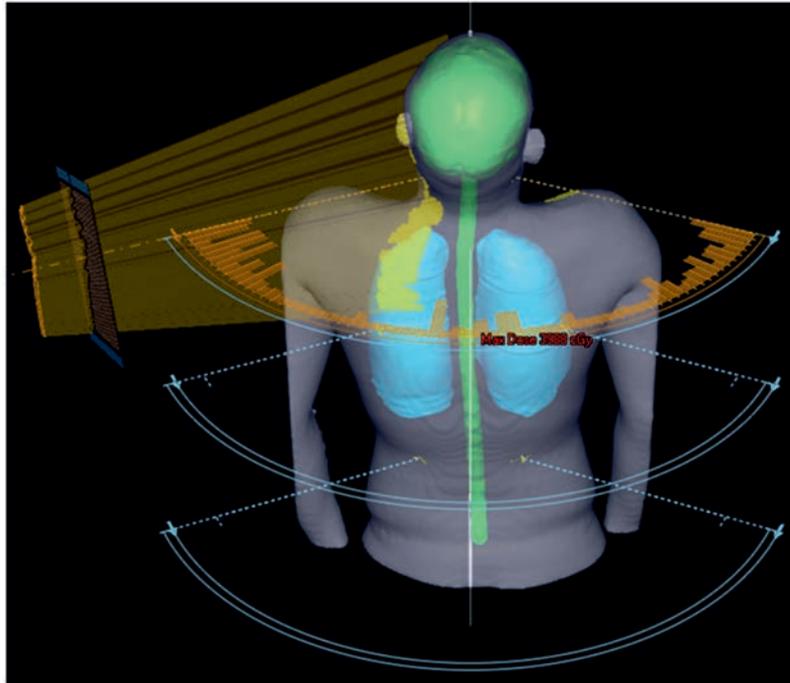
Se estudiaron retrospectivamente los mismos 3 tres pacientes propuestos, mediante el mismo TPS, algoritmo y rejilla de cálculo de dosis, utilizando arcos de fotones de 6 MV de un acelerador *Elekta Versa (Elekta Ltd, Estocolmo, Suecia)* con un MLC de 80 pares de láminas de 0.5 cm de espesor proyectado en el isocentro.

Se optó por realizar todos los tratamientos con arcos duales cortos, es decir, con dos arcos que no son completos de la misma amplitud y los mismos ángulos de inicio y parada pero que irradian en sentidos opuestos, uno en el sentido de las agujas del reloj o *Clockwise* y otro de vuelta en sentido contrario *Counterclockwise*. Además, se comprobó que usando dos arcos duales cortos se obtiene un mayor grado de libertad en la optimización, junto con una mayor homogeneidad y conformación en comparación con la planificación con un arco único; la desventaja es que se aumenta el tiempo de tratamiento respecto a la planificación con un único arco dual.<sup>23,24</sup>

Dependiendo de la longitud del PTV se situaron dos o tres isocentros, y por consiguiente, los planes tienen cuatro o seis arcos: dos o cuatro para la columna y dos más para el holocráneo.

A la hora de posicionar los isocentros, se optó por colocarlos de forma que se tuviese el área de superposición de los haces más extensa posible, para poder tener una modulación mejor al contribuir los dos arcos a la homogeneización de la dosis y de esta forma, obtener mayor cobertura. Para ello, en los tratamientos con dos isocentros, se situó el primero a unos 20 cm de la zona superior del holocráneo y el otro a 20 cm de la zona inferior de la médula espinal (fig. 1). Por otro lado, para tres isocentros, se siguió el mismo procedimiento que para tratamientos con dos isocentros y el restante se ubicó en el punto medio de los dos isocentros anteriores.

Posteriormente, se procedió a utilizar el módulo de optimización del TPS. El ángulo del colimador se fijó en 20° para todos los tratamientos, con puntos de control cada 2° para registrar en cada una de las divisiones de arco el ángulo de *gantry*, el ángulo de colimador, la conformación del MLC y las UM. Los ángulos de inicio y de parada de los arcos dependen de cada paciente y se eligieron para evitar entrar directamente a través de



**Fig. 3.** PTV, posición de los isocentros y conformación de uno de los arcos del paciente con tres isocentros.

los brazos y de los ojos (tabla 2). La fig. 3 muestra la posición de los isocentros en uno de los casos analizados, junto con la conformación de uno de los arcos y el PTV de tratamiento, delineado en color verde, así como los pulmones.

Para facilitar la optimización se dividió el PTV en dos, holocráneo y médula. Se programó la función *Uniform Dose* a 103% de la dosis prescrita en ambos PTV creados. Además, se utilizó la función física de optimización *Dose Fall-Off* en el external que hace que la dosis absorbida caiga linealmente desde el máximo impuesto (103% de la dosis prescrita) hasta el nivel mínimo de dosis (78% de la dosis prescrita) en la distancia definida (1.5 cm).

También se han contorneado y definido como volúmenes auxiliares las regiones del holocráneo que reciben una dosis absorbida inferior al 95% de la dosis prescrita y aquellas que reciben una dosis absorbida superior al 107% de ésta. Para los volúmenes infradosificados, se ha usado la función *Min Dose* con el 103% de la dosis prescrita, y para los sobredosificados, la función *Max Dose* una dosis del 105% de la prescrita. Por último, se definieron algunas funciones para cumplir con las restricciones dosimétricas de los OAR (tabla 1). La optimización se realizó con ambos grupos de arcos en paralelo, y al finalizar el proceso, se comprobó que el gradiente de dosis en las zonas limítrofes de los arcos sea suave y que la contribución del primer grupo de arcos compense la dosis de los arcos adyacentes para conseguir la dosis de prescripción.<sup>12</sup>

## 2.6. Evaluación de los planes

Las diferencias dosimétricas entre ambas técnicas se evaluaron mediante las isodosis sobre la planificación y con los histogramas Dosis-Volumen (HDV) para observar la cobertura del PTV, la homogeneidad de éste, la conformación de la dosis y la dosis absorbida que recibían los OAR.

Con el fin de estudiar la cobertura del volumen de tratamiento, se analizaron los siguientes parámetros para el PTV:  $V_{95\%}$ ,  $V_{107\%}$ ,  $D_{media}$ ,  $D_{99\%}$  y  $D_{1\%}$ . Estas dos últimas se usaron como equivalentes a la dosis absorbida mínima y máxima dentro del PTV, respectivamente. Y por último, se ha obtenido  $D_{m\acute{a}x}$  como la dosis máxima puntual dentro del volumen del paciente.

Con el objetivo de estudiar la uniformidad del PTV, se emplearon el índice de homogeneidad (IH) y el de conformación (IC). Ambos tienen muchas formas de definirse pero en este estudio nos hemos basado en la propuesta de Cao et al.<sup>25</sup> para comparar las dos técnicas. El IH se define como:

$$IH = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}} \quad (1)$$

Los valores cercanos a cero para este índice indican que el tratamiento es muy homogéneo, los valores más dispares significan más heterogeneidad. Por otro lado, el IC se define como:

$$IC = \frac{V_{T, Pres}^2}{V_T \cdot V_{Pres}} \quad (2)$$

donde  $V_{T, Pres}$  es el volumen del PTV cubierto por la isodosis del 95%,  $V_{Pres}$  es el volumen del paciente que recibe al menos el 95% de la dosis de prescripción y  $V_T$  es el volumen del PTV. El valor de IC está comprendido entre 0 y 1, el valor 1 indica una conformación perfecta.

Para documentar las posibles sobredosificaciones fuera del volumen blanco, se han creado dos estructuras auxiliares. En primer lugar, se ha realizado una expansión del PTV en la dirección anterior-posterior de 5 cm, volumen que se ha denominado PTV expandido. Por otro lado, también se ha creado la estructura tejido sano como estructura que envuelve a todo el volumen del paciente excepto el PTV. De ambas, se ha registrado el volumen del paciente que recibe una dosis del 107% de la prescrita y la dosis absorbida máxima.

Finalmente, para cuantificar si las diferencias entre ambas técnicas son estadísticamente significativas, se aplicó la prueba de T-Student usando el programa *Minitab* (*Minitab, LLC., State College, Pennsylvania, EE. UU.*). Esta prueba estadística permite comparar dos muestras dependientes entre ellas cuando éstas siguen una distribución normal. Las diferencias entre técnicas se consideraron significativas para valores de  $p < 0.05$ . Debido a que el tamaño de la muestra es pequeño, sólo se obtendrán valores de  $p$  estadísticamente significativos cuando las diferencias causadas por las técnicas sean muy acusadas, pero se considerarán también aquellos valores de  $p$  cercanos al 0.05 pensando que las variables asociadas podrían ser diferentes estadísticamente en el caso de tener una muestra de mayor tamaño.

### 3. Resultados y discusión

Uno de los problemas que se ponía de manifiesto con la irradiación craneoespinal mediante la 3DCRT era administrar una dosis absorbida homogénea en el cerebro y en la médula espinal teniendo en cuenta las uniones de los haces.<sup>26</sup> Con esta técnica se podía producir la repetición de las sobredosificaciones e infra-dosificaciones en la misma posición cada día pudiendo ocasionar toxicidad tardía severa o progresión tumoral, respectivamente.<sup>27</sup> Estos problemas se intentaban evitar en la medida de lo posible con un meticuloso posicionamiento diario del paciente. Para ello, los operadores medían directamente sobre la piel del paciente el *gap* en la unidad de tratamiento, es decir, el límite inferior del campo de la médula superior y el límite superior del campo de la médula inferior (fig. 2). Además, realizaban una imagen portal sobre el paciente posicionado

en cada uno de los isocentros para comprobar que las estructuras anatómicas estaban en la correcta posición.

Tradicionalmente, la irradiación craneoespinal se realizaba con el paciente posicionado en decúbito prono porque así se visualizaban mejor las uniones de campo, así como la zona de tratamiento. Sin embargo, esta posición no es cómoda para los pacientes, ni factible a la hora de intubar para aplicar anestesia por vía aérea. Con las nuevas técnicas de irradiación y los nuevos métodos de control del posicionamiento, se ha ido modificando la orientación de los pacientes a decúbito supino por su comodidad. En este trabajo, se han realizado los tratamientos en decúbito prono por el hecho de tener las tomografías computarizadas previas en esta posición. Uno de los caminos para seguir con este estudio, sería comprobar la validez de los tratamientos en decúbito supino.

Durante el estudio, se analizó la posibilidad de incluir un cuarto de arco para poder homogeneizar mejor la parte del holocráneo, las mejoras en la dosimetría que esto reportaba no compensaban el menoscabo producido con el aumento del tiempo, por lo que se rechazó la idea. También se intentó realizar la planificación con menos puntos de control, en lugar de cada 2° cada 4°, pero esto empeoraba la modulación del tratamiento dejando más sobredosificaciones.

En la fig. 4 se pueden visualizar los HDV del PTV para ambas técnicas, mostrando una pendiente más pronunciada con la VMAT. Esto significa que con esta técnica se consigue una distribución de dosis absorbida en el PTV más homogénea, con un valor un poco más cercano al de prescripción y un menor volumen con sobredosificaciones. La fig. 5 muestra las distribuciones de dosis de cada técnica para los tres pacientes en vista axial y sagital, junto con la escala utilizada, que está comprendida entre el 30% y el 110% de la dosis de prescripción. En ella se reafirma cómo los planes realizados con VMAT tienen una mejor conformación y son mucho más homogéneos. En la visualización sagital se observa claramente la gota de dosis altas que aparece al ejecutar las planificaciones en 3DCRT y cómo existe un “tubo de dosis” que recorre todo el paciente en la vista axial. En cambio, en la planificación con VMAT, la gota desaparece y las dosis absorbidas altas se reducen, aunque se observan mayores volúmenes irradiados a dosis absorbidas bajas (2-5 Gy),<sup>13</sup> repartidas concéntricamente alrededor del volumen a tratar, por el hecho de que la radiación incide en el paciente por todo el semiarco. Este hecho es típico de técnicas moduladas rotacionales que administran la dosis mediante arcos ya sea con haz cónico como la VMAT o con haz en abanico como la tomoterapia helicoidal.<sup>28</sup>

En los planes de 3DCRT se consideraron las restricciones de que la dosis absorbida en todo el volumen de tratamiento sea de al menos el 95% de la dosis prescrita y no superior al 107% de ésta, pero existen

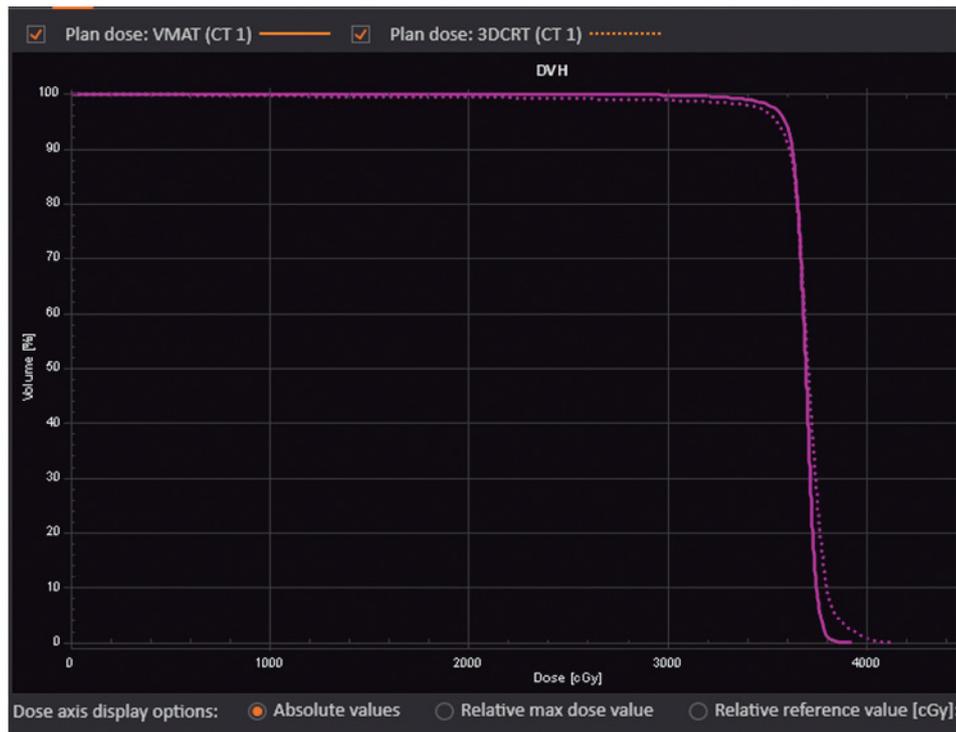


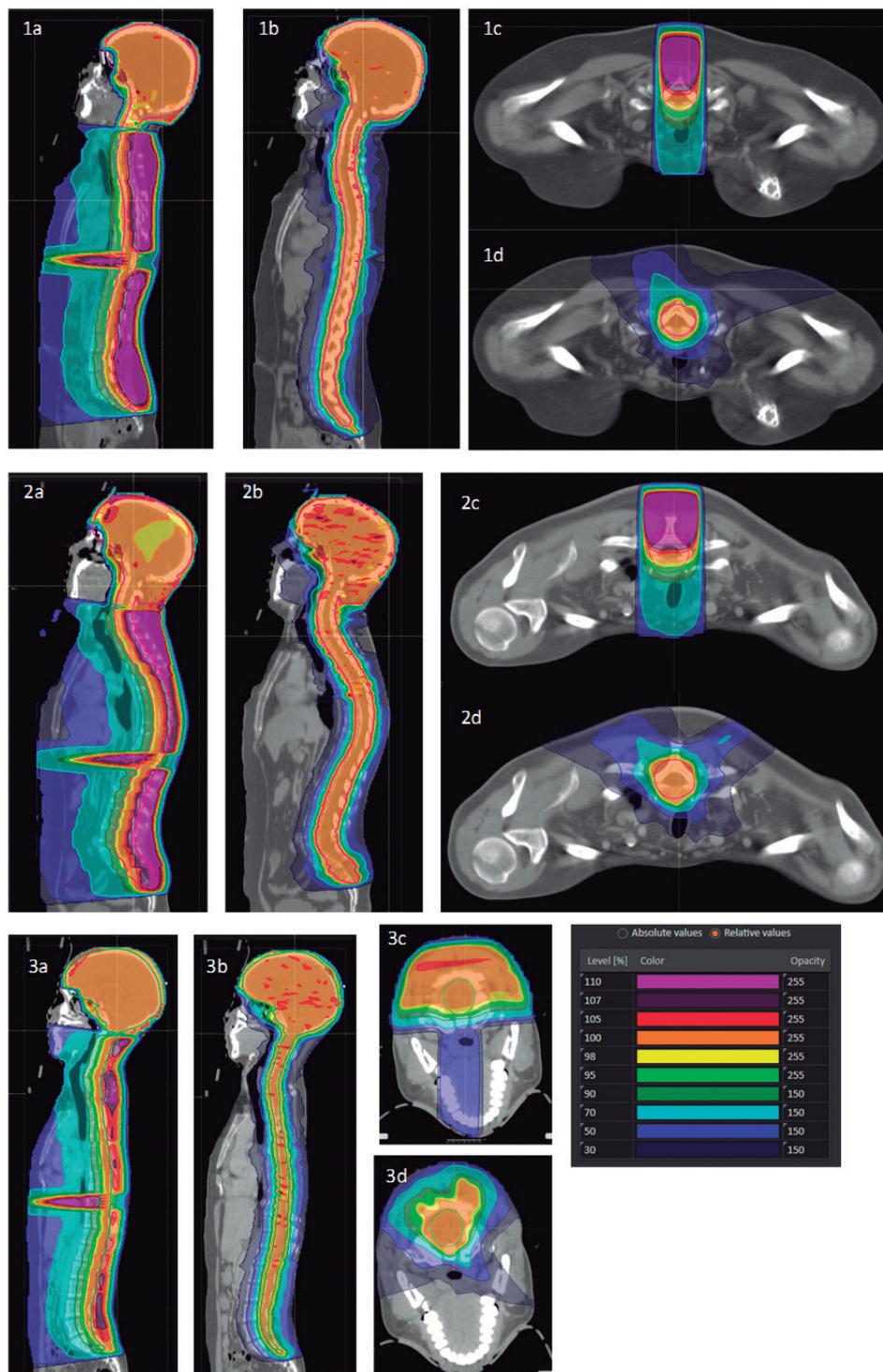
Fig. 4. HDV de los PTV de ambas técnicas. La 3DCRT se dibuja en línea discontinua y la VMAT en continua.

cortes anatómicos en los que para evitar la superposición indeseada, se aceptó una dosis absorbida en el volumen del PTV ligeramente inferior al 95%; también existen otras áreas donde no se ha podido eliminar por completo la aparición de sobredosificaciones, pero sí que se ha reducido al máximo.

La tabla 3 muestra los resultados de los tres pacientes para cada uno de los parámetros analizados del PTV. Estos resultados se acompañan de las correspondientes medias para ambas técnicas, junto con las desviaciones típicas, con el fin de observar la variabilidad entre los diferentes pacientes. Estos

Tabla 3. Análisis dosimétrico del PTV. Los valores de *p* destacados en negrita significan que las diferencias entre las técnicas son estadísticamente significativas.

Paciente	1		2		3		3DCRT	VMAT	<i>p</i>
	3DCRT	VMAT	3DCRT	VMAT	3DCRT	VMAT			
<b>D<sub>máx</sub></b> (Gy/fracción)	2.15	2.02	2.26	2.00	2.07	1.99	2.16 ± 0.10	2.004 ± 0.013	0.109
<b>D<sub>1%</sub></b> (Gy/fracción)	1.99	1.90	2.01	1.93	1.91	1.91	1.97 ± 0.06	1.914 ± 0.012	0.216
<b>D<sub>99%</sub></b> (Gy/fracción)	1.35	1.70	1.44	1.68	1.76	1.80	1.50 ± 0.20	1.730 ± 0.060	0.134
<b>D<sub>media</sub></b> (Gy/fracción)	1.84	1.84	1.84	1.85	1.85	1.86	1.842 ± 0.006	1.853 ± 0.010	0.159
<b>V<sub>95%</sub></b> (%)	97.74	98.84	96.25	98.49	99.32	99.85	98 ± 2	99.1 ± 0.7	0.124
<b>V<sub>107%</sub></b> (%)	4.57	0.12	7.34	1.00	0.14	0.23	4 ± 4	0.5 ± 0.5	0.203
<b>IC</b>	0.59	0.79	0.55	0.81	0.61	0.77	0.58 ± 0.03	0.79 ± 0.02	0.020
<b>IH</b>	0.15	0.08	0.21	0.10	0.07	0.05	0.14 ± 0.07	0.08 ± 0.02	0.119



**Fig. 5.** Distribución de las isodosis de los tres pacientes en vista axial y sagital. En la parte inferior derecha, la escala de isodosis usada. Imágenes a y c: tratamientos con 3DCRT e imágenes b y d: tratamientos con VMAT.

resultados apuntarían a que la técnica de 3DCRT administra mayor dosis absorbida que las planificaciones realizadas con VMAT ( $D_{m\acute{a}x} = 2.16 \pm 0.10$  Gy/fracción en 3DCRT frente a  $D_{m\acute{a}x} = 2.004 \pm 0.013$  Gy/fracción en VMAT); aunque esto no se pueda aseverar con el valor de p obtenido dado el insuficiente

tamaño muestral del estudio. Los valores de las dosis absorbidas medias para ambas técnicas tienden a ser próximos entre ellos. Además, las planificaciones realizadas con VMAT muestran una cobertura mejor ( $V_{95\%} = 99.1 \pm 0.7\%$ ) frente al correspondiente valor de 3DCRT ( $V_{95\%} = 98 \pm 2\%$ ).

En cuanto a la dosis absorbida mínima y máxima dentro del PTV, evaluadas con  $D_{99\%}$  y  $D_{1\%}$ , los resultados mostrarían que la dosis absorbida mínima recibida era mayor para la VMAT que para la 3DCRT ( $1.73 \pm 0.06$  Gy/fracción frente a  $1.5 \pm 0.2$  Gy/fracción). Por otro lado, la dosis absorbida máxima dentro del PTV era menor para la VMAT que para la 3DCRT ( $1.914 \pm 0.012$  Gy/fracción frente a  $1.97 \pm 0.06$  Gy/fracción). También se evaluó el parámetro  $V_{107\%}$ , cuyo valor era de  $4 \pm 4\%$  para la 3DCRT y de  $0.5 \pm 0.5\%$  para la VMAT. Por otro lado, se observan diferencias estadísticamente significativas en cuanto al índice de conformación entre la VMAT ( $IC = 0.79 \pm 0.02$ ) y la 3DCRT ( $IC = 0.58 \pm 0.03$ ) con un valor de  $p = 0.020$ . Analizando la homogeneidad, se puede concluir que esta era mejor para los tratamientos realizados con VMAT ( $IH = 0.08 \pm 0.02$ ) que para los de 3DCRT ( $IH = 0.14 \pm 0.07$ ) aunque el valor de  $p$  no lo demostrase. Esto es debido a que el uso del optimizador, para las planificaciones en VMAT, con las correctas restricciones, calcula las uniones más homogéneas y una dosis absorbida más conformada en el PTV.

Por tanto, con la VMAT se reducen las infra y las sobredosificaciones y por consiguiente se mejora el IH, aunque los valores obtenidos no muestren un valor de  $p$  estadísticamente significativo debido al pequeño tamaño muestral analizado.

En los tratamientos de 3DCRT, se ha observado que existen sobredosificaciones, algunas dentro del PTV, aunque la mayor parte de estas se sitúan fuera del volumen de tratamiento (fig. 5). Para cuantificar este efecto, se han obtenido los datos de la tabla 4.

Para el tejido sano, se observa que el volumen irradiado con el 107% de la dosis prescrita era mayor para

las planificaciones de 3DCRT ( $V_{107\%} = 1.0 \pm 0.5\%$ ) que para las de VMAT ( $V_{107\%} = 0.05 \pm 0.08\%$ ), siendo estas diferencias estadísticamente significativas ( $p = 0.018$ ). Analizando la dosis absorbida máxima fuera del PTV, los resultados obtenidos han mostrado que ésta era mayor en 3DCRT que en VMAT ( $D_{1\%} = 1.93 \pm 0.04$  Gy/fracción para 3DCRT frente a  $D_{1\%} = 1.76 \pm 0.04$  Gy/fracción para VMAT), obteniendo unos resultados cercanos a  $p < 0.05$ .

El mismo efecto se observa para el PTV expandido, aunque estas diferencias no fueron estadísticamente significativas. Tanto el volumen irradiado con una dosis superior al 107% de la prescrita, como la dosis absorbida máxima en el volumen, tienden a ser superiores en los tratamientos en 3DCRT frente a los de VMAT.

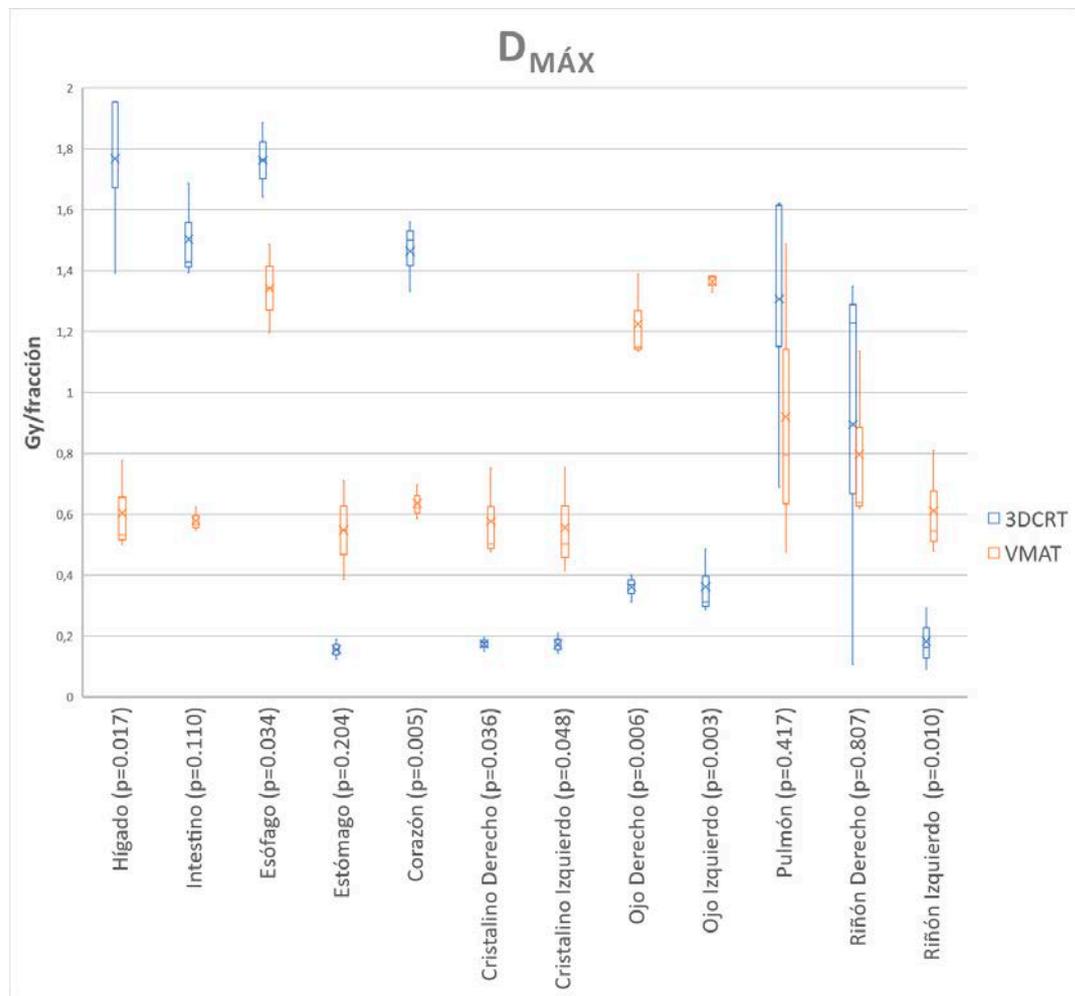
Las dosis absorbidas máximas y medias en los OAR para cada técnica de irradiación, previa normalización de los tratamientos a la dosis de una única fracción, se han representado en la fig. 6 y 7, respectivamente, junto con el valor obtenido de  $p$  para cada una de las localizaciones. El diagrama de cajas y bigotes permite observar la variabilidad entre los pacientes. Debido a que la dosis absorbida en los OAR depende de la posición de estos respecto a la incidencia de los haces y de las restricciones que se hayan impuesto, los OAR de ambas técnicas no siguen ninguna tendencia como se muestra en las figuras anteriores.

Respecto a los OAR y debido a que el objetivo del trabajo es estudiar la viabilidad del uso de la VMAT para el tratamiento del meduloblastoma, no se ha enfatizado en reducir las dosis absorbidas en los tejidos sanos, sólo nos hemos limitado a cumplir con los límites dosimétricos propuestos por los oncólogos radioterápicos. En la fig. 6 se observa que en algunos órganos la dosis

**Tabla 4.** Análisis dosimétrico del tejido sano. Los valores de  $p$  destacados en negrita significan que las diferencias entre las técnicas son estadísticamente significativas.

	Paciente	1		2		3		3DCRT	VMAT	$p$
		3DCRT	VMAT	3DCRT	VMAT	3DCRT	VMAT			
Tejido sano	$D_{1\%}$ (Gy/fracción)	1.94	1.75	1.97	1.74	1.89	1.81	$1.93 \pm 0.04$	$1.76 \pm 0.03$	0.051
	$V_{107\%}$ (%)	1.09	0.01	1.43	0	0.42	0.14	$1.0 \pm 0.5$	$0.05 \pm 0.08$	0.018
	$V_{107\%}$ (cm <sup>3</sup> )	523	2.58	773.34	1.52	152.79	2.7	n/a(*)	n/a(*)	n/a(*)
PTV expandido	$D_{1\%}$ (Gy/fracción)	2.09	1.89	2.15	1.92	1.95	1.91	$2.07 \pm 0.10$	$1.906 \pm 0.011$	0.100
	$V_{107\%}$ (%)	9.81	0.06	10.74	0.44	2.43	0.01	$8 \pm 5$	$0.2 \pm 0.2$	0.098
	$V_{107\%}$ (cm <sup>3</sup> )	573.41	3.44	816.21	33.74	131.3	7.35	n/a(*)	n/a(*)	n/a(*)

(\*) Debido a que los volúmenes absolutos de las estructuras auxiliares, tejido sano y PTV expandido, eran muy diferentes entre pacientes, no se han calculado los valores de la media, la desviación típica y el valor de  $p$  de estos tejidos ya que las diferencias de tamaño no permitían establecer una comparación adecuada.



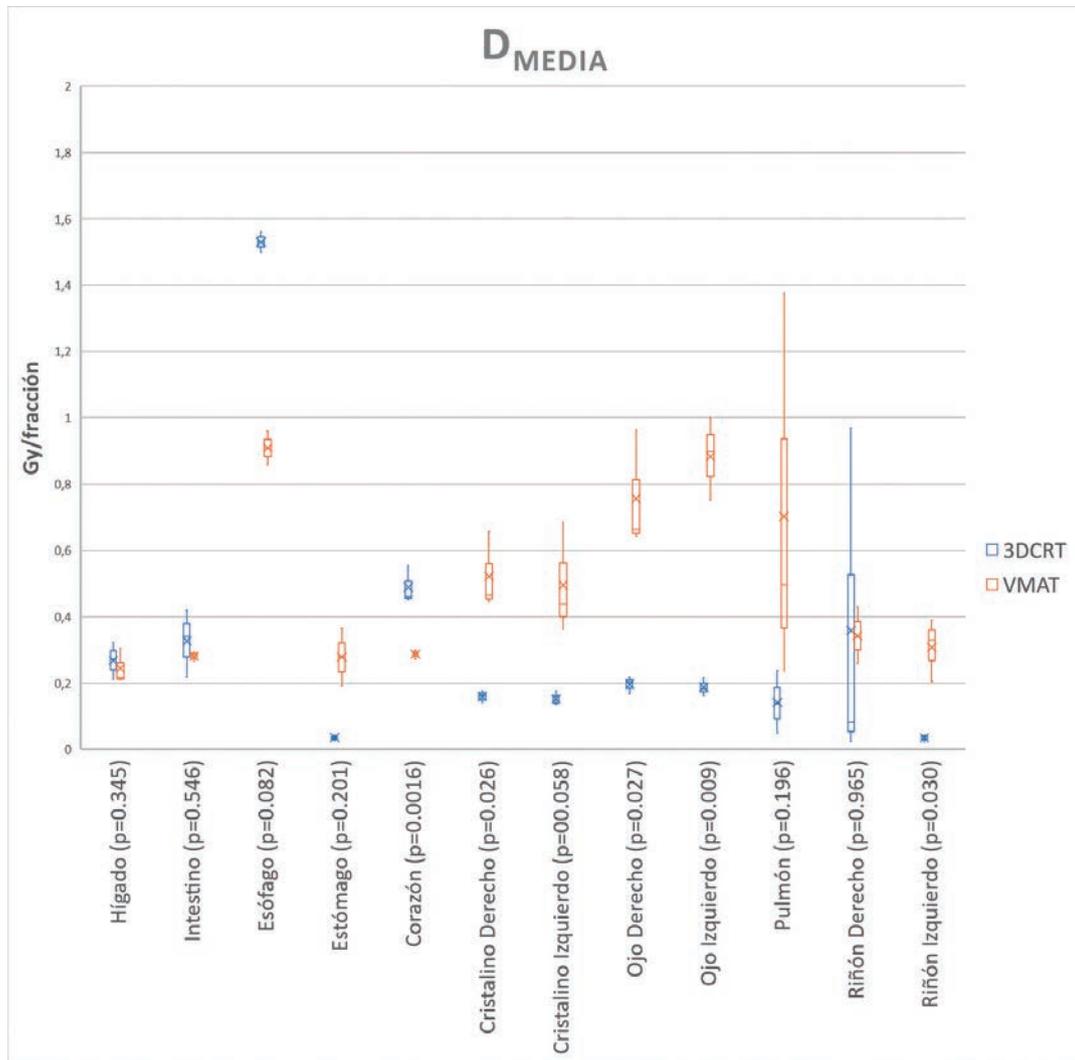
**Fig. 6.** Dosis absorbida máxima de algunos OAR para 3DCRT y VMAT. En el diagrama de cajas y bigotes, se representa el máximo, el mínimo, la mediana y el rango intercuartil. El aspa denota la media. Se incluyen los valores de  $p$  para cada localización y las barras de error. La estructura pulmón corresponde a la suma de ambos pulmones.

absorbida máxima recibida era mayor en 3DCRT que en VMAT, como en el caso del corazón ( $1.46 \pm 0.12$  Gy/fracción con 3DCRT frente a  $0.64 \pm 0.06$  Gy/fracción para los tratamientos de VMAT), esta diferencia fue estadísticamente significativa con una  $p = 0.005$ . y en el caso del hígado ( $1.77 \pm 0.33$  Gy/fracción con 3DCRT frente a  $0.60 \pm 0.15$  Gy/fracción para la VMAT con  $p = 0.017$ ), debido a que parte de ellos están dentro del “tubo de dosis” de la 3DCRT; pero en otros órganos, la dosis absorbida máxima que se recibe con la VMAT era mayor que la recibida con el tratamiento en 3DCRT, como en el caso de los cristalinos y los ojos, por el hecho de que las dosis de salida del arco de VMAT inciden en ellos y no se ha intentado reducir a valores cercanos a la 3DCRT en la optimización, mientras que en la 3DCRT están protegidos por el MLC. Esto también ocurre con el riñón izquierdo ( $0.18 \pm 0.10$  Gy/fracción con 3DCRT frente a  $0.61 \pm 0.18$  Gy/fracción para la VMAT) siendo la diferencia entre las técnicas estadísticamente significativa ( $p = 0.010$ ).

En la fig. 6, se muestra además que la dosis absorbida máxima recibida por el riñón derecho es parecida en ambas técnicas y una de las más elevadas entre los OAR (para 3DCRT  $0.9 \pm 0.7$  Gy/fracción y para la VMAT  $0.8 \pm 0.3$  Gy/fracción con  $p = 0.807$ ). Esto es debido a que el riñón derecho se sitúa cerca del volumen de tratamiento.

En la fig. 7 se reportó la dosis absorbida media por fracción en los OAR, como ocurrió con las dosis absorbidas máximas, hay órganos donde la dosis absorbida media era superior en la 3DCRT, en otros era superior en la VMAT y en otros era similar en ambas técnicas.

En el caso del esófago, tanto las dosis absorbidas máximas como las medias eran mayores en las planificaciones en 3DCRT que en las de VMAT ( $D_{\text{máx}} = 1.76 \pm 0.17$  Gy/fracción en 3DCRT frente a  $D_{\text{máx}} = 1.3 \pm 0.2$  Gy/fracción en VMAT y  $D_{\text{media}} = 1.53 \pm 0.04$  Gy/fracción en 3DCRT frente a  $D_{\text{media}} = 0.91 \pm 0.07$  Gy/fracción en VMAT), siendo solamente las diferencias de las dosis máximas estadísticamente significativas. Estas dife-



**Fig. 7.** Dosis absorbida media de algunos OAR para 3DCRT y VMAT. En el diagrama de cajas y bigotes, se representa el máximo, el mínimo, la mediana y el rango intercuartil. El aspa denota la media. Se incluyen los valores de  $p$  para cada localización y las barras de error. La estructura pulmón corresponde a la suma de ambos pulmones.

rencias son debidas a que es un órgano muy cercano al PTV y que se encuentra dentro del "tubo de dosis" generado por la 3DCRT.

En el supuesto de que este estudio se hubiera basado en la mejora de las dosis absorbidas recibidas en los OAR, en el optimizador se hubiesen definido además de las restricciones para obtener la cobertura deseada y cumplir con todos los límites de dosis absorbida de los OAR propuestos, unos objetivos para disminuir la dosis en estos órganos por debajo de los valores alcanzados con la técnica de 3DCRT. En el estudio previo de Lee et al.,<sup>13</sup> no se utiliza en la optimización objetivos para reducir la dosis en órganos pequeños cercanos al PTV, y se muestran resultados parecidos en cuanto a los OAR que reciben una dosis media superior en VMAT que en 3DCRT, como es el caso de los pulmones.

Una posible investigación futura, con el fin de mejorar el procedimiento de la VMAT, sería tener en cuenta

el tiempo de irradiación sumado al tiempo de posicionamiento, que es diferente para las dos técnicas analizadas. Para el caso de la 3DCRT, el posicionamiento se verifica con una imagen portal para cada isocentro, que es bastante rápido; pero ha de tenerse en cuenta el correcto posicionamiento del gap midiendo directamente sobre la piel del paciente los límites de los campos de la médula espinal, lo que hace que el tiempo se amplíe. Por otro lado, con la VMAT se utiliza una Tomografía Computarizada de Haz Cónico (CBCT, por sus siglas en inglés), que aunque es un proceso de verificación más largo que el usado anteriormente, permite un posicionamiento más rápido y menos susceptible de error por parte de los operadores, ya que esta técnica de irradiación no presenta ningún *gap* cuya colocación deba comprobarse en la unidad de tratamiento. Esta conclusión también se puede extraer del estudio de Fogliata et al.<sup>12</sup>

El procedimiento seguido sería realizar una CBCT por cada isocentro de tratamiento, reconstruir volumétricamente y modificar las coordenadas que sean necesarias respecto al CT de simulación. La superposición de los arcos se comprobaría con la verificación de la dosimetría antes de iniciar el tratamiento.

A este análisis también se le podría añadir la realización de planificaciones en VMAT con más restricciones de dosis en los OAR, con el fin de obtener dosis absorbidas en estos tejidos similares a las técnicas en 3DCRT e incluso menores en algunos de ellos, pero mejorando la conformación del PTV.

## 4. Conclusión

La realización del tratamiento del meduloblastoma con VMAT usando el sistema de planificación *RayStation* para los aceleradores *Elekta* es viable, consigue una mayor homogeneidad y conformación en el volumen blanco, permite disminuir notablemente las sobredosificaciones frente a los tratamientos de 3DCRT, y alcanza una dosis absorbida en el PTV más próxima a la prescrita.

## Bibliografía

- Sharma DS, Gupta T, Jalali R, Master Z, Phurailatpam RD, Sarin R. High-precision radiotherapy for craniospinal irradiation: evaluation of three-dimensional conformal radiotherapy, intensity-modulated radiation therapy and helical Tomotherapy. *Br J Radiol.* 2009 Dec;82(984):1000–9.
- Parker W, Fillion E, Roberge D, Freeman CR. Intensity-modulated radiotherapy for craniospinal irradiation: target volume considerations, dose constraints, and competing risks. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2007 Sep;69(1):251–7.
- Brandes AA, Franceschi E, Tosoni A, Blatt V, Ermani M. Long-term results of a prospective study on the treatment of medulloblastoma in adults. *Cancer.* 2007 Nov;110(9):2035–41.
- Igual Estellés L, Berlanga Charriel P, Cañete Nieto A. Medulloblastoma: mejoría de la supervivencia en las últimas décadas. Experiencia de un centro. *An Pediatría [Internet].* 2017;86(1):4–10. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1695403316300091>
- Ramos Aguerri A, Hervás A, Morera R, Montero A, Córdoba S, Corona J, et al. Avances en radio-quimioterapia en tumores cerebrales. Vol. 27, *Oncología (Barcelona)*. scieloes; 2004. p. 71–5.
- Myers PA, Mavroidis P, Papanikolaou N, Stathakis S. Comparing conformal, arc radiotherapy and helical tomotherapy in craniospinal irradiation planning. *J Appl Clin Med Phys.* 2014 Sep;15(5):4724.
- Martínez León MI. Medulloblastoma pediátrico, revisión y puesta al día. *Radiología [Internet].* 2010;53(2):134–45. Available from: <http://www.elsevier.es/es-revista-radiologia-119-articulo-medulloblastoma-pediatrico-revision-puesta-al-S0033833810003905>
- Michalski JM, Klein EE, Gerber R. Method to plan, administer, and verify supine craniospinal irradiation. *J Appl Clin Med Phys.* 2002;3(4):310–6.
- Selek U, Zorlu F, Hurmuz P, Cengiz M, Turker A, Soylemezoglu F, et al. Craniospinal radiotherapy in adult medulloblastoma. *Strahlentherapie und Onkol Organ der Dtsch Rontgengesellschaft . [et al].* 2007 May;183(5):236–40.
- Huguet F, Haberer-Guillerm S, Monnier L. Radioterapia. EMC - Tratado Med [Internet]. 2014;18(3):1–6. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1636541014681435>
- Delgado JM, Garcia A, Garcia F, Millan E. Fundamentos de Física Médica. Radioterapia externa II: Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad. España: SEFM. [Internet]. ADI Servic. Brosed Serreta A, Millán Cebrián E, editors. 2013. Available from: [www.sefm.es/userfiles/libros\\_baeza/fundamentos\\_fm\\_v4\\_web.pdf](http://www.sefm.es/userfiles/libros_baeza/fundamentos_fm_v4_web.pdf)
- Fogliata A, Bergstrom S, Cafaro I, Clivio A, Cozzi L, Dipasquale G, et al. Cranio-spinal irradiation with volumetric modulated arc therapy: a multi-institutional treatment experience. *Radiother Oncol.* 2011 Apr;99(1):79–85.
- Lee YK, Brooks CJ, Bedford JL, Warrington AP, Saran FH. Development and evaluation of multiple isocentric volumetric modulated arc therapy technique for craniospinal axis radiotherapy planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2012 Feb;82(2):1006–12.
- Zong-Wen S, Shuang-Yan Y, Feng-Lei D, Xiao-Long C, Qinglin L, Meng-Yuan C, et al. Radiotherapy for Adult Medulloblastoma: Evaluation of Helical Tomotherapy, Volumetric Intensity Modulated Arc Therapy, and Three-Dimensional Conformal Radiotherapy and the Results of Helical Tomotherapy Therapy. *Biomed Res Int.* 2018;2018:9153496.
- De Saint-Hubert M, Verellen D, Poels K, Crijns W, Magliona F, Depuydt T, et al. Out-of-field doses from pediatric craniospinal irradiations using 3D-CRT, IMRT, helical tomotherapy and electron-based therapy. *Phys Med Biol.* 2017 Jul;62(13):5293–311.
- Bedford JL, Lee YK, Saran FH, Warrington AP. Helical volumetric modulated arc therapy for treatment of craniospinal axis. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2012 Jul;83(3):1047–54.
- Hadley A, Ding GX. A single-gradient junction technique to replace multiple-junction shifts for craniospinal irradiation treatment. *Med Dosim.* 2014;39(4):314–9.
- Panandiker AP, Ning H, Likhacheva A, Ullman K, Arora B, Ondos J, et al. Craniospinal Irradiation With Spinal IMRT to Improve Target Homogeneity. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2007;68(5):1402–9.
- Novario R, Stucchi P, Perna L, Conte L. Radiotherapy treatment verification. *Tumori.* 1998;84(2):144–9.
- Fredh A, Scherman JB, Fog LS, Munck af Rosenschold P. Patient QA systems for rotational radiation therapy: a comparative experimental study with intentional errors. *Med Phys.* 2013 Mar;40(3):31716.
- Ahnesjo A. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. *Med Phys.* 1989;16(4):577–92.
- Khan FM, Gibbons J, Mihailidis D, Alkhatib H. Khan's Lectures: Handbook of the Physics of Radiation Therapy [Internet]. Wolters Kl. 2012. Capítulo 13 Páginas: 253-261

- Available from: <http://books.google.com/books?id=DVKG5-wTrJkC&pgis=1>
23. Lee T-F, Ting H-M, Chao P-J, Fang F-M. Dual arc volumetric-modulated arc radiotherapy (VMAT) of nasopharyngeal carcinomas: a simultaneous integrated boost treatment plan comparison with intensity-modulated radiotherapies and single arc VMAT. *Clin Oncol (R Coll Radiol)*. 2012 Apr;24(3):196–207.
  24. Zhao L-R, Zhou Y-B, Sun J-G. Comparison of plan optimization for single and dual volumetric-modulated arc therapy versus intensity-modulated radiation therapy during post-mastectomy regional irradiation. *Oncol Lett*. 2016 May;11(5):3389–94.
  25. Cao F, Ramaseshan R, Corns R, Harrop S, Nuraney N, Steiner P, et al. A three-isocenter jagged-junction IMRT approach for craniospinal irradiation without beam edge matching for field junctions. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2012 Nov;84(3):648–54.
  26. Munshi A, Jalali R. A simple technique of supine craniospinal irradiation. *Med Dosim*. 2008;33(1):1–5.
  27. Kiltie AE, Povall JM, Taylor RE. The need for the moving junction in craniospinal irradiation. *Br J Radiol*. 2000 Jun;73(870):650–4.
  28. Parker W, Brodeur M, Roberge D, Freeman C. Standard and nonstandard craniospinal radiotherapy using helical TomoTherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2010 Jul;77(3):926–31.



## Reseñas de tesis doctorales

**Diego García Pinto\***

Comité de Redacción.

En esta nueva entrega de reseñas de tesis doctorales tenemos cuatro contribuciones que abarcan el periodo de diciembre de 2018 hasta julio de 2019. Como en las ediciones anteriores hemos utilizado la base de datos de TESEO con la palabra clave “Física Médica”.

La nueva Directiva 2013/59 es el tema sobre el que versan dos de los trabajos presentados. En uno de ellos se analiza su aplicación en procedimientos pediátricos de radiología digital y cardiología intervencionista. En el otro, se estudia la adecuación de pruebas de imagen de cara a mejorar la metodología para optimizar el uso médico de las radiaciones tal y como recoge la mencionada Directiva.

Otra de las contribuciones que se presentan muestra el estudio realizado para evaluar la dosis a nivel molecular, en contraposición a la magnitud macroscópica dosis, que es la utilizada en el ámbito hospitalario. Para ello se ha desarrollado un código de simulación Monte Carlo y se ha comparado con situaciones clínicas calculadas en agua.

Por último se muestra un método para la reducción de ruido en la imagen PET, desarrollado por el autor, basado en análisis multiresolución mediante wavelets y su aplicación a imagen clínica.

Me gustaría despedir la sección dando las gracias a los nuevos doctores por compartir su trabajo con nosotros y animándoos a todos y todas que tengáis pensado defender la tesis en los próximos meses que os animéis a incluir una reseña de vuestro trabajo en el próximo número.

---

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



## Aplicación de la Directiva 2013/59 EURATOM en procedimientos pediátricos de radiología digital y cardiología intervencionista

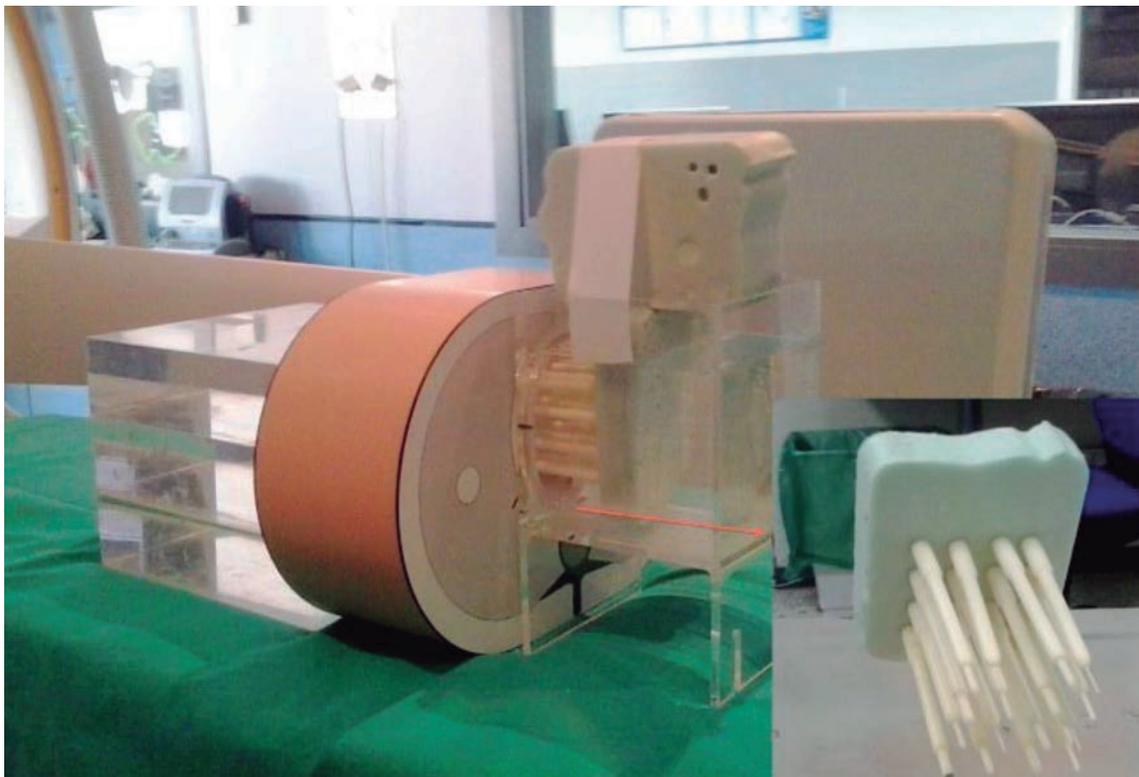
**Autor:** Luis Alejo Luque

**Directores:** Eduardo Guibelalde del Castillo; Eva Corredoira Silva; Gonzalo Garzón Moll

Lectura: 20 de diciembre de 2018. Universidad Complutense de Madrid.

Desde la publicación el 17 de enero de 2014 de la nueva Directiva 2013/59, la comunidad científica relacionada con la Protección Radiológica en Medicina, en general, y los Servicios de Física Médica (SFM), en particular, han tratado de estudiar sus implicaciones y consecuencias, adaptándolas en muchos casos al medio hospitalario concreto en el que se desarrolla su actividad. En el ámbito de la Radiología, tres son las principales novedades incluidas en la Directiva: en primer lugar, la reducción del límite del equivalente de dosis en cristalino de los trabajadores expuestos, de 150 mSv a 20 mSv al año, que recoge lo recomendado por la Comisión Internacional de Protección Radiológica en su declaración de abril de 2011 y en su Publicación

118; segundo, el registro de los parámetros relacionados con las exposiciones médicas de los pacientes y su inclusión en el informe radiológico, determinando la distribución de los indicadores de dosis y la revisión regular y uso de los Niveles de Referencia Diagnósticos (DRLs en sus siglas inglesas), al menos por rangos de edad, con objeto de realizar procesos de optimización dosimétrica sin dilación cuando fuere necesario; y tercero, la ampliación y concreción de las responsabilidades del físico médico o radiofísico hospitalario en los procedimientos radiológicos especiales, que incluyen las exposiciones médicas pediátricas y los procedimientos de Radiología o Cardiología Intervencionistas. Esta tesis doctoral describe las actuaciones realizadas por el



**Fig. 1.** Maniquí antropomórfico cardíaco QRM (GMBH, Erlangen, Germany) utilizado para caracterizar la calidad de imagen del CBCT de un equipo biplano de CI intervencionista Siemens Artis Zee VC14 (Siemens AG, Munich, Germany).

SFM del Hospital Universitario La Paz para adaptar a la práctica clínica diaria los requerimientos de la Directiva en el ámbito de la Cardiología Intervencionista (CI) y la Radiología Digital (RD) pediátricas, constituyendo por tanto un intento de sintetizar algunas de sus novedosas implicaciones.

Los objetivos principales de la tesis fueron los siguientes: 1. Estimar la dosis anual en cristalino de los trabajadores expuestos en procedimientos de CI pediátrica, y comparar los resultados obtenidos con el nuevo límite de 20 mSv al año exigido en la nueva Directiva 2013/59 EURATOM; 2. Realizar sin dilación un procedimiento de optimización dosimétrica en aquellos estudios de RD pediátrica que superen los correspondientes DRLs europeos, de acuerdo con lo exigido por la nueva Directiva 2013/59 EURATOM.

Para alcanzar los objetivos de la tesis se realizaron 5 publicaciones internacionales indexadas que constituyeron el capítulo correspondiente a los Materiales, Métodos y Resultados. En primer lugar, se estimó la dosis máxima anual en cristalino de los trabajadores expuestos en CI pediátrica. Posteriormente se caracterizaron los protocolos habituales utilizados en la sala

de CI en términos de dosis y calidad de imagen. En el siguiente trabajo se estudió la correlación de la dosis en cristalino con el equivalente de dosis personal y la dosis a paciente en CI pediátrica. A continuación, se desarrolló un método simple con maniquí antropomórfico y dosímetros de fotoluminiscencia capaz de estimar los niveles de dosis en cristalino de los trabajadores expuestos en procedimientos intervencionistas. Por último, se realizó un procedimiento de optimización de la dosis de radiación en estudios de RD convencionales de tórax en neonatos y lactantes.

Las principales conclusiones de los trabajos realizados fueron las siguientes: 1. En CI pediátrica es muy improbable superar el límite de dosis en cristalino de 20 mSv al año exigido, si el equipo fluoroscópico utilizado está convenientemente ajustado; 2. Es posible realizar procedimientos de optimización dosimétrica en salas de RD en estudios de tórax de pacientes menores de 1 año activando exclusivamente la cámara central del exposímetro automático, aplicando metodologías basadas en test VGA y en el modelo de Rose, y utilizando sistemas automáticos de gestión de dosis.



## Adecuación de pruebas de imagen:dosis y factores demográficos y clínicos asociados

**Autor:** Jorge Vilar Palop

**Directora:** Blanca Lumbreras Lacarra

Lectura: 11 de abril de 2019. Universidad Miguel Hernández (Sant Joan d'Alacant).

<http://dspace.umh.es/jspui/handle/11000/5141>

Los avances tecnológicos en los sistemas de imagen médica de los últimos años han facilitado enormemente el acceso, ante una sospecha médica, a imágenes de alto valor diagnóstico. Debido a ello la utilización de técnicas de imagen que usan radiaciones ionizantes ha aumentado, y con ellas las dosis de radiación recibidas por la población. Esto se ve reflejado en las encuestas nacionales que muestran aumentos paulatinos en las dosis colectivas recibidas por la población que se derivan de la práctica médica.

Los beneficios asociados a las imágenes de radiodiagnóstico siempre deben contraponerse a los efectos adversos de las radiaciones ionizantes. Y desde diversos ámbitos se ha advertido que muchas de las exploraciones que se realizan podrían no estar justificadas. Es necesario, además, tener en cuenta los costes asocia-

dos a cualquier prueba médica innecesaria, tanto desde el punto de vista del especialista y del equipamiento médico como desde el del paciente (por ejemplo, el sobrediagnóstico, las cascadas clínicas y los falsos positivos).

La Directiva 2013/59/EURATOM establece la necesidad de metodología para optimizar y justificar el uso médico de las radiaciones. En esta tesis se han incluido dos estudios sobre esta temática.

El primero realizó un análisis sistemático de la literatura sobre valores de dosis efectiva. El resultado fue una estimación de este valor para las pruebas radiológicas que suponen una mayor contribución a la dosis efectiva colectiva para niños y adultos; y usando dos conjuntos de pesos de la ICRP (ICRP 60 y 103).

El segundo estudio analizó una serie de peticiones de pruebas de radiodiagnóstico para determinar la adecuación de estas de acuerdo a guías de recomendaciones basadas en la evidencia. Se emplearon cinco clasificaciones posibles y cada prueba fue analizada por dos investigadores independientes.

Menos del 50% de las peticiones analizadas fueron consideradas adecuadas, y más de un 30% fueron clasificadas como inadecuadas de acuerdo a las guías utilizadas.

Se analizaron las características de las peticiones con el fin de explorar posibles ideas que puedan servir para diseñar acciones futuras. Las pruebas solicitadas a mujeres se asociaron con una menor probabilidad de ser adecuadas que aquellas solicitadas a hombres. Asimismo, se encontró una menor adecuación en las pruebas solicitadas por médicos de familia frente al resto de especialistas. Finalmente, hubo una mayor adecuación en las pruebas de mamografía y de TC respecto de las radiografías convencionales.

Usando los resultados de ambos estudios se pudo estimar la cantidad de dosis efectiva colectiva que se da

en exceso a la población debido a prácticas no adecuadas o carentes de justificación, y los factores asociados a estos excesos. El 19,6% de la dosis efectiva se asoció a pruebas inadecuadas. La figura 1 muestra el resultado global del trabajo.

El porcentaje de pruebas inadecuadas es elevado, y esto da como resultado un gran porcentaje de dosis efectiva a la población que carece de justificación. Las características clínicas y demográficas, como son el género, la edad, la especialidad médica del médico solicitante y el tipo de prueba solicitada influyen en la adecuación de las pruebas.

En la actualidad, la radiación debida a prácticas médicas constituye la mayor fuente de exposición artificial a radiaciones. Los costes asociados a prácticas inadecuadas son una carga para la sociedad que debe ser tenida en cuenta y tratada si los sistemas de salud quieren alcanzar su principal objetivo.

Palabras clave: Optimización, Justificación, Adecuación, Dosis Efectiva, 2013/59.

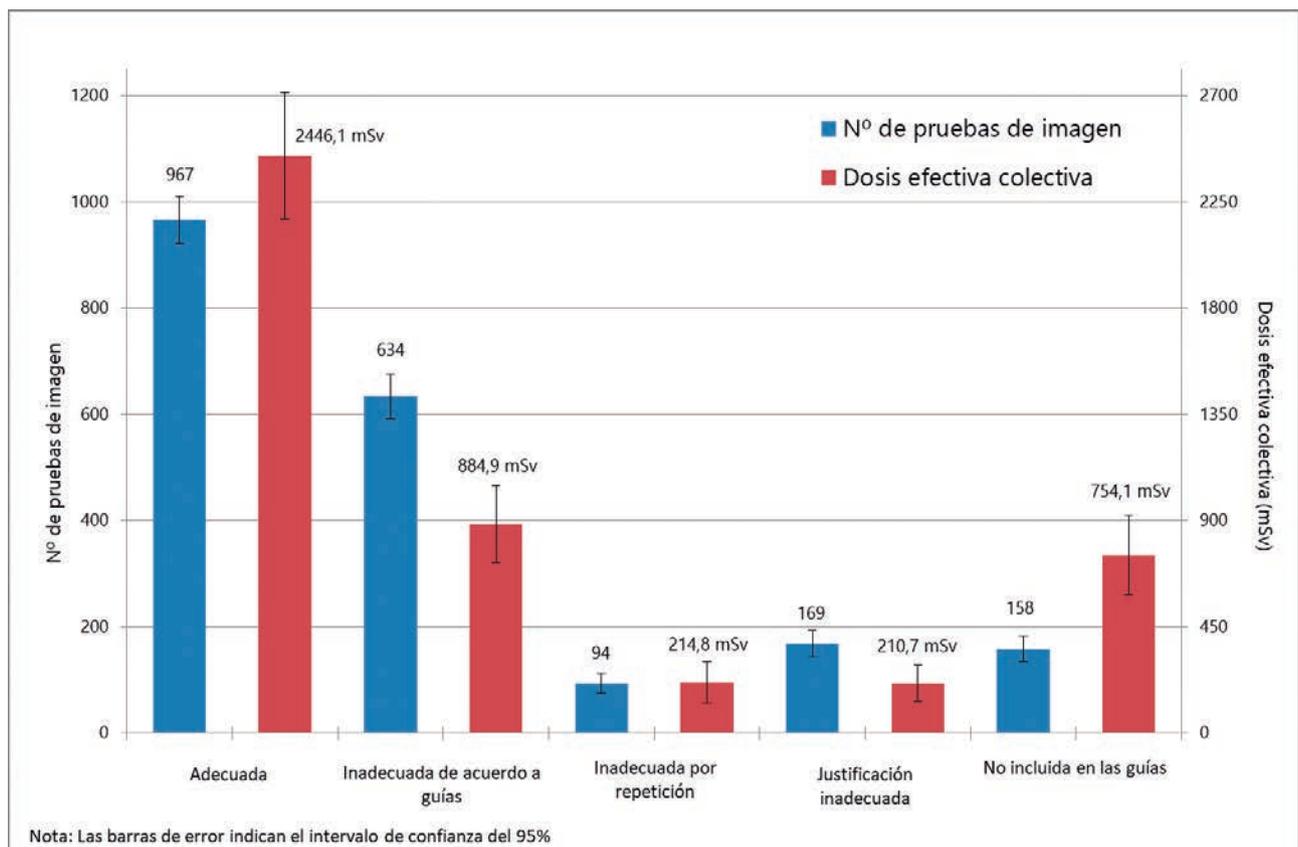


Fig. 1. Nº de estudios y dosis efectiva colectiva acumulada en cada una de las categorías de las 2022 solicitudes de pruebas diagnósticas.



## Daño por radiación a nivel molecular en aplicaciones biomédicas

**Autor:** Rafael Colmenares Fernández

**Director:** Gustavo García-Gómez Tejedor

Lectura: 19 de diciembre de 2018. Universidad Complutense de Madrid.

En el ámbito hospitalario la dosis absorbida se obtiene a partir de la carga que se recoge en una cámara de ionización. Se trata de una magnitud macroscópica que solo puede definirse en volúmenes suficientemente grandes en comparación con la escala molecular. Este hecho se enfrenta a la realidad de que el daño biológico se produce precisamente a esta escala, es decir, a una escala nanométrica, en la que la dosis absorbida no puede aportar información. Además, existen numerosos estudios que prueban que los electrones con energías inferiores a la del umbral de ionización, dañan las moléculas de ADN. De hecho, no solo son capaces de inducir daño, sino que lo concentran mucho espacialmente.

Para realizar estudios a nivel molecular, los códigos MonteCarlo (MC) de evento por evento son una potente herramienta. Éstos no promedian ninguna variable asociada con el transporte de la radiación, y cada electrón es seguido, interacción a interacción, hasta su termalización.

LEPTS, acrónimo de Low Energy Particle Track Simulation, es un código de estas características de elaboración propia del grupo de investigación. En éste están definidas las ionizaciones (simples y múltiples), las excitaciones electrónicas, rotacionales y vibracionales, las disociaciones neutras y las resonancias de tipo electron-attachment, además de las interacciones elásticas. Los datos físicos moleculares que alimentan este programa son: secciones eficaces (SE) totales, SE integrales de todos los tipos de interacción antes mencionados, distribuciones normalizadas angulares y distribuciones de energía perdida (EEL).

La física de las interacciones e-molécula para  $E > 10$  keV está bien descrita en primera aproximación de Born por las superficies de Bethe. Sin embargo, a medida que la energía va disminuyendo, esta aproximación pierde validez. Para  $E < 10$  keV, hasta una energía de unos 20 eV, una parte importante de los datos introducidos en LEPTS proviene del modelo teórico IAM-SCAR+I. Para energías menores, los cálculos tienen que realizarse con métodos 'ab-initio', como son R-matrix o Schwinger, que incluyen información de los orbitales moleculares. Finalmente, otra parte de los datos físicos

provienen del campo experimental, bien medidos (SE totales y EEL) o bien tomados de la bibliografía.

Las contribuciones de esta tesis a LEPTS fueron dos:

- Aportación (medidas experimentales) de SE totales y espectros de pérdida de energía a la base de datos de agua y moléculas análogas a unidades estructurales de ADN; en concreto en pirimidina y en THF, como sustitutas de bases nitrogenadas y azúcar, respectivamente.
- Implementación de nuevos procesos en la simulación; en concreto, las ionizaciones múltiples.

La segunda parte de la tesis detalla la aplicación de este MC a situaciones clínicas calculadas en agua.

En primer lugar, se estudiaron dos fuentes de braquiterapia. En concreto,  $^{125}\text{I}$  y  $^{192}\text{Ir}$ , emisoras de fotones en el rango de decenas y centenas de keV, respectivamente. Es importante recordar que incluso en el caso de que sean los fotones las partículas primarias, son los electrones los que depositan la energía en el medio y, por tanto, los causantes del daño real inducido a nivel molecular. Para estos casos, el cálculo MC con LEPTS concluyó que, para cada tipo de interacción, el número eventos por cada ionización no depende de la profundidad y es constante. Por lo tanto, pese a que el número de algunas interacciones son del orden o incluso superiores (excitaciones vibracionales y disociaciones neutras) a las ionizaciones, cualquier incremento de daño biológico debido a las interacciones menos energéticas, sería, en todo caso, proporcional a la ionización y a la dosis absorbida.

Por otro lado, las partículas cargadas primarias pierden energía de manera continua, de modo que el espectro varía con la profundidad. Las secciones eficaces de interacción crecen con la pérdida de energía y en algún punto dejan de hacerlo de manera proporcional, presentándose un aumento muy significativo del resto de canales frente a la ionización. LEPTS muestra que el daño realmente inducido podría ser superior al estimado a partir de la dosis absorbida en las profun-

didades o áreas (de “bajas dosis”) en las que estas interacciones (relacionadas con electrones de energías inferiores a la de ionización) crecen de manera clara

por encima de la ionización. Conviene mencionar que las zonas consideradas de “baja dosis” son volúmenes grandes.



## Reducción del ruido de la imagen PET mediante análisis de multirresolución

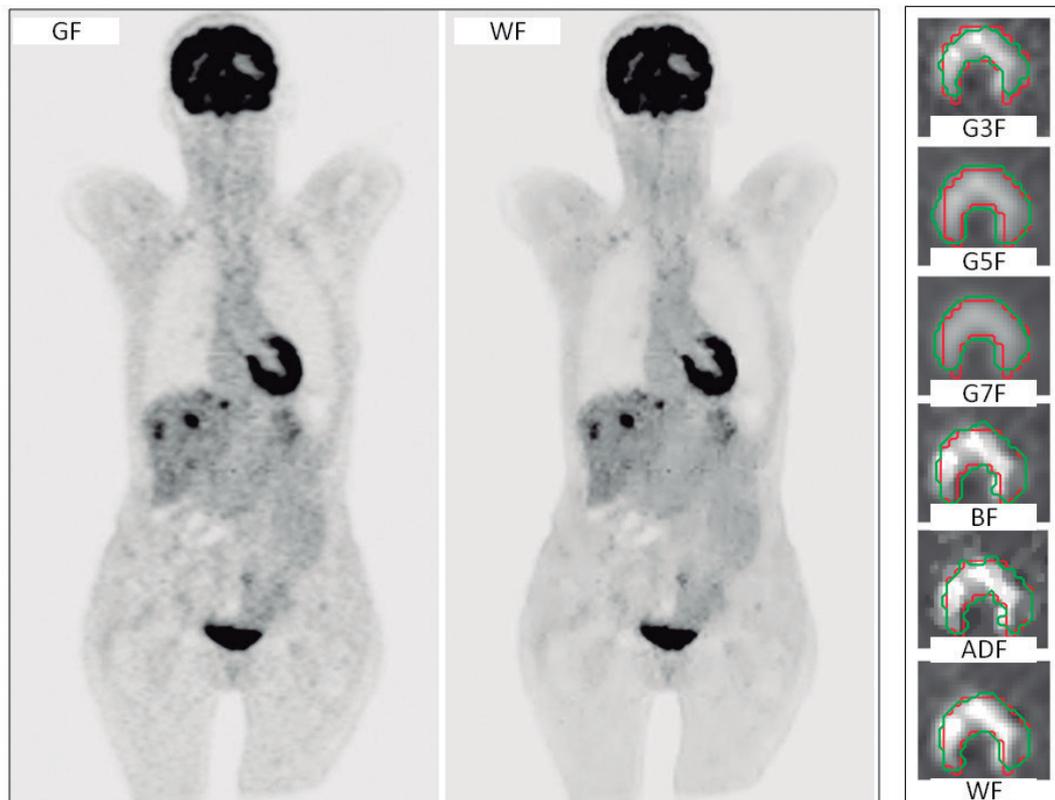
**Autor:** Carlos Huerga Cabrerizo

**Director:** Eduardo Guibelalde del Castillo

Lectura: 4 de julio de 2019. Universidad Complutense de Madrid.

La imagen obtenida mediante Tomografía por Emisión de Positrones (imagen PET) juega un papel fundamental en el diagnóstico y monitorización de diferentes tipos de tumores. También ha demostrado su utilidad

conduciendo las terapias de tratamiento, por ejemplo para el contorneo de volúmenes de irradiación en radioterapia.



**Fig. 1.** Izquierda se compara el filtrado habitual Gaussiano (GF) con el filtrado basado en wavelet desarrollado (WF). A la derecha un objeto sintético irregular con diferentes filtros, de arriba abajo, Gaussianos con kernel FWHM = 3 mm, 5 mm y 7 mm (G3F, G5F y G7G), Bilateral (BF), de Difusión Anisotrópica (ADF) y basado en Wavelet (WF). En rojo el contorno real, en verde la segmentación mediante un tipo de *clustering*.

Sin embargo su manejo presenta algunas dificultades debido a la baja relación señal-ruido y a que presenta bordes emborronados si se compara con imágenes de otras modalidades (TC, RMI). Por lo tanto, resulta necesario incorporar procedimientos de reducción de ruido previos, que produzcan una mejora en su valoración cualitativa y cuantitativa.

El propósito de la tesis es el desarrollo, aplicación y evaluación de un procedimiento no lineal de reducción de ruido en la imagen PET. Para ello hemos aplicado técnicas de análisis multiresolución mediante wavelets y considerado de manera explícita las propiedades de la imagen PET. Una ventaja importante del filtro desarrollado es que realiza una estimación de ruido de la imagen, resultando una mejor adaptación al existente. Además, no requiere optimización de parámetros.

En la Figura 1 izquierda se muestra el resultado de la aplicación de este filtro sobre una imagen clínica. La evaluación del procedimiento desarrollado se realizó en maniquí y en imagen clínica con casi 50 pacientes de diferentes patologías. Obteniendo mejoras significativas, en términos de mantenimiento de la señal y ganancia de contraste relativo entre tejidos, debido a la fuerte reducción de ruido de "fondo" que realiza.

El filtro desarrollado cuenta con importantes propiedades de preservación de bordes. Para considerar este aspecto, en la tesis también se describe la influencia del filtrado en la segmentación automática de volúmenes, considerando, además del propuesto, los filtrados habitualmente utilizados en este tipo de tareas. En la Figura 1 derecha se muestra un ejemplo de las diferencias que aparecen. El estudio muestra cómo la aplicación del filtro no-lineal desarrollado refuerza los resultados de los procedimientos de segmentación considerados.

Para valorar las propiedades de preservación de bordes del filtrado es útil disponer de un procedimiento para su cuantificación objetiva. Esto también es abordado en esta tesis, desarrollando una nueva herramienta que permite medir cómo de borrosa es una imagen clínica. Este procedimiento es capaz de distinguir el emborronamiento inducido, tanto debido al proceso de filtrado como al movimiento, es robusto y puede ser aplicado a la imagen final. Además, permite un análisis direccional del emborronamiento, del que se puede obtener información de la dirección y magnitud del movimiento.

## ¿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](http://www.philips.com/CT).

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

**PHILIPS**  
sense and simplicity





## Revisión de Artículos

**Francisco Clemente\***

Comité de Redacción.

Estimados amigos,

En este número contamos nuevamente con una selección de cuatro reseñas sobre trabajos científicos publicados en revistas internacionales de reconocido prestigio en los campos de la física médica y la oncología radioterápica.

En el primero de ellos, en el área de imagen, Carlos Huerga nos presenta una metodología para caracterizar la borrosidad debida al filtrado en imagen PET. El resto de los trabajos pertenecen al área de radioterapia. En el primero de esta área terapéutica, Diego Azcona presenta una nueva metodología para incluir incertidumbres en la evaluación de tratamientos de SBRT de pulmón empleando registro deformable. En el segundo, dentro de un ámbito paralelo, el de la radioterapia adaptativa, David Sevillano aborda la aplicación a la misma de la estadística de Bayes. Finalmente, Héctor Miras nos introduce en el actual campo de computación en la nube mediante un trabajo que aborda la verificación de tratamientos mediante algoritmo Monte Carlo empleando dicha tecnología.

Esperamos que los trabajos presentados sean de vuestro agrado. Muchas gracias a todos, especialmente a los autores que han ofrecido su esfuerzo para la contribuir a la presente sección.

Un fuerte abrazo.

---

\* Correspondencia  
Email: [pclementegutierrez@gmail.com](mailto:pclementegutierrez@gmail.com)



## Easy blur estimation in PET images including motion corrupted edges

Huerga C, Castro P, Alejo L, Huertas C, Ferrer C, Obesso A and Guibelalde E  
Biomed Phys Eng Express 2019;5;DOI: 10.1088/2057-1976/aaf681.

### Carlos Huerga Cabrerizo

Servicio de Radiofísica y Radioprotección, Hospital Universitario La Paz, Pº Castellana, 261, 28046 Madrid, España.  
[carlos.huerga@salud.madrid.org](mailto:carlos.huerga@salud.madrid.org)

---

### ¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

El trabajo surge al estudiar el efecto de diferentes procedimientos de filtrado en la imagen PET. Nosotros habíamos diseñado un filtro no-lineal para la imagen PET (cuya reseña apareció ya aquí: Revista de Física Médica, 18(1)) y queríamos compararlo con otros filtros comunes a este tipo de imagen. El objeto de este estudio era valorar el efecto del filtrado en la segmentación de volúmenes en la imagen PET. Algunos de estos filtros, como el filtro Gaussiano, pueden inducir un ensanchamiento de los bordes del objeto de interés y por tanto un emborronamiento.

Durante ese estudio utilizamos algunas aproximaciones para caracterizar la borrosidad debida al filtrado. Esto nos permitió una mejor caracterización del mismo, no únicamente en términos de disminución del nivel de ruido, sino también, considerando sus propiedades en la preservación de los bordes. Nos pareció que, aunque cumplía el objetivo de ese trabajo, la solución había quedado incompleta al no poder ser aplicada de manera general.

Tras este estudio precursor, nos enfocamos en la obtención de un índice que midiera el grado de emborronamiento en la imagen clínica PET. En el trabajo que ahora se reseña, se describe la manera de obtener este índice que expresa el emborronamiento de la imagen clínica, a través de una sencilla métrica, basada en el análisis de los bordes de los volúmenes de interés.

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

La imagen PET a menudo se describe como borrosa comparada con las imágenes de CT o RMI. El emborronamiento es consecuencia de las limitaciones de resolución de la imagen. Como se sabe, se puede determinar en condiciones de “laboratorio” a través de la función de transferencia de la modulación.

Sin embargo, esta medida de la resolución (o emborronamiento) en laboratorio puede ser muy diferente del resultado final en la imagen. Esto se debe, entre otros, a factores que dependen de la reconstrucción, el procesado y el movimiento de órganos.

El reto así, consistía en obtener métricas de la falta de resolución o borrosidad en la imagen final y que fueran fáciles de obtener.

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

El procedimiento se basa en analizar la respuesta del borde de los objetos de interés al operador derivada Gaussiana direccional. En el trabajo realizamos un análisis de esta respuesta y además bajo ciertas asunciones lo aplicamos, no sólo a bordes degradados por los filtros, sino también, a bordes degradados por movimiento. Esto último abre campos de aplicación más allá de las consideraciones iniciales.

En el trabajo se describen algunas de estas posibles utilidades. El método empleado, además de comparar el efecto en los bordes de diferentes filtros, permite tener información de la dirección y magnitud del movimiento de órganos o tumores durante la adquisición. Es posible que esta información pueda ser utilizada en las tareas de segmentación en radioterapia, por ejemplo.

### ¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Creemos que este es de los pocos trabajos cuyo foco es la medida del emborronamiento de la imagen PET de manera objetiva, con imagen clínica, y que incluye tanto casos estáticos como los bordes corruptos por movimiento.

La idea inicial era obtener una solución fácil e intuitiva a esto. A pesar de tener cierto coste de computación, pensamos que esto se ha conseguido.



## **A novel concept to include uncertainties in the evaluation of stereotactic body radiation therapy after 4D dose accumulation using deformable image registration**

Azcona JD, Huesa-Berral C, Moreno-Jiménez M, Barbés B, Aristu JJ, Burguete J  
 Med Phys 2019;46:4346-55.

### **Juan Diego Azcona Armendáriz**

Servicio de Radiofísica y Protección, Clínica Universidad de Navarra, Avda. Pío XII, 31008, Pamplona, Navarra, España.  
[jazcona@unav.es](mailto:jazcona@unav.es)

### **¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?**

La motivación ha sido doble. Hay un aspecto clínico, que surgió al preguntarnos por el impacto que tiene el movimiento respiratorio en la dosis que finalmente recibe el tumor durante una SBRT en pulmón. Actualmente se realiza la planificación en una sola fase del ciclo respiratorio. Por otro lado, el registro deformable de imágenes es una herramienta novedosa en su aplicación a pacientes, que permite abordar este problema clínico con una metodología muy atractiva para un físico.

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

En primer lugar, decidir cuál era el flujo de trabajo más conveniente para hacer un trabajo que realmente tuviera impacto clínico. Hay enfoques bastante diferentes en los grupos que aplican el registro deformable en pulmón. Nos llevó bastante tiempo decidir el camino a seguir. En segundo lugar, conseguimos recursos económicos para la investigación gracias a un proyecto de investigación del Instituto de Salud Carlos III y al apoyo de la Asociación de Amigos de la Universidad de Navarra. Sin la ayuda de estas dos entidades hubiera sido imposible realizar este trabajo.

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

Nos dimos cuenta de que el concepto de PTV, útil en la planificación sobre la fase de referencia, tiene serias limitaciones para evaluar la dosis acumulada en una distribución 4D. Para sortear estas limitaciones propusimos un concepto nuevo, que denominamos en el artículo “evaluation target volume” (ETV). Este concepto se define a partir del GTV teniendo en consideración las incertidumbres en el proceso radioterápico, incluyendo entre ellas la debida al registro deformable. El concepto se debe aplicar para evaluar dosis acumuladas 4D.

Respecto a resultados, hay que decir que trabajamos sobre una cohorte de 11 pacientes. A pesar del tamaño, vimos que en algunos casos el cubrimiento tumoral evaluado con el ETV sobre las distribuciones acumuladas 4D difería del evaluado con el PTV sobre la distribución 3D en la fase de referencia. En el caso de órganos de riesgo, las métricas calculadas a partir de las distribuciones 3D y 4D eran muy parecidas, por lo general.

### **¿Cuáles son las repercusiones del estudio?**

El concepto propuesto puede ayudar en la comprensión de las incertidumbres presentes en el proceso radioterápico en pulmón y ser útil para la planificación en 4D.



## On the use of Bayesian statistics in the application of adaptive setup protocols in radiotherapy

Sevillano D, Capuz AB, Gómez A, Colmenares R, Morís R, García JD, Alonso M, Cámara M, Martínez AM, Béjar MJ, Prieto D, Sancho S, Chevalier M, García-Vicente F

Radiat Oncol 2018;13:99.

### David Sevillano Martínez

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Ramón y Cajal, M- 607, km. 9, 100, 28034 Madrid, España.

[dsevillano@gmail.com](mailto:dsevillano@gmail.com)

---

### ¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Siempre que se realizaban estudios sobre incertidumbres geométricas se tendía a utilizar un único valor para los errores aleatorios de toda la población de pacientes (en este caso correspondería con la variación interfacción), dado que en nuestro servicio teníamos a nuestro alcance gran cantidad de datos sobre correcciones diarias basadas en Cone Beam pretratamiento, decidimos estudiar la distribución de estos errores aleatorios en nuestra población de pacientes. Una vez descubrimos que estas distribuciones podían ser caracterizadas, empezamos a pensar en cómo predecir el error de cada paciente individualmente. Esto nos llevó a investigar sobre el uso de la estadística de Bayes, que previamente había sido utilizada para la definición de PTVs en radioterapia adaptativa.

Si se podía utilizar este método para adaptar los volúmenes, intentamos modificarlo de cara a utilizarlo para un objetivo más modesto y más realista en nuestro caso, la adaptación de los protocolos de imagen y colocación de los pacientes.

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

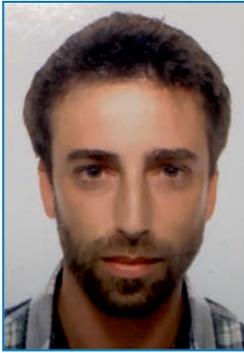
El primer reto que nos encontramos fue la propia estadística de Bayes, que tuvimos que aprender desde el principio, ya que nos era completamente desconocida. El siguiente fue conseguir, con la información que nos daba la estadística de Bayes, una forma sencilla de elegir protocolo para cada paciente en la práctica diaria, consiguiendo finalmente un indicador a partir de la varianza de las correcciones aplicadas a cada paciente los primeros días de tratamiento.

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

Presentamos protocolos de imagen pretratamiento personalizados que permiten reducir las cargas de trabajo de imagen entre un 30% y un 40% sin menoscabo de la precisión del tratamiento. Además, estos protocolos tienen en cuenta la presencia de tendencias temporales, prediciendo cuándo un paciente ha tenido un cambio en la posición de su isocentro.

### ¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Del estudio se deduce que, una vez caracterizada nuestra población, se puede optimizar el proceso de posicionamiento del paciente de manera que se llegue a un compromiso entre la precisión y la eficiencia. Consiguiendo limitar los tiempos en máquina de los pacientes y las dosis recibidas por procedimientos de imagen.



## Monte Carlo verification of radiotherapy treatments with CloudMC

Miras H, Jiménez R, Perales A, Terrón JA, Bertolet A, Ortiz A and Macías J  
Radiat Oncol 2018;13:99.

### Héctor Miras del Río

Departamento de Física Médica, Hospital Universitario Virgen Macarena, Avda. Doctor Fedriani, 3, 41009, Sevilla, España.  
[hector.miras@gmail.com](mailto:hector.miras@gmail.com)

---

### ¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Los algoritmos Monte Carlo están considerados como los algoritmos de referencia para cálculos de transporte de radiación. Sin embargo, su alto coste computacional hace que aún hoy por hoy no sean empleados de forma estándar para los cálculos de tratamientos radioterápicos. Las soluciones que se habían propuesto hasta la fecha para acercar los métodos Monte Carlo a la rutina clínica pasaban, bien por una simplificación de los algoritmos, sacrificando parte de su precisión, o por una inversión en infraestructura computacional, lo cual no está al alcance de todos los centros. En una publicación anterior ya demostramos cómo la tecnología emergente de Computación en la Nube tiene la capacidad de ofrecer una solución a este problema. Para ello desarrollamos una plataforma en la Nube que permitía la paralelización de simulaciones Monte Carlo en múltiples máquinas virtuales que se montan a demanda sobre la Nube Microsoft Azure, reduciendo significativamente los tiempos de cálculo. Para nuestro último trabajo hemos desarrollado sobre la citada plataforma, CloudMC, el servicio de verificación Monte Carlo de tratamientos radioterápicos, que permite recalcular tratamientos mediante algoritmos Monte Carlo y comparar con los cálculos del sistema de planificación.

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

El principal reto fue el aprendizaje la tecnología de la Nube. Este proyecto comenzó a desarrollarse en 2011, tan sólo un año después de que Microsoft lanzara su Nube comercial, por lo que era una tecnología totalmente nueva y que requería de conocimientos avanzados en el campo de las ciencias de la información. Afortunadamente, desde el inicio del proyecto contamos con el trabajo de un ingeniero informático que, ya por aquel entonces, tenía experiencia en este tipo de tecnologías.

Uno de los objetivos que nos impusimos es que CloudMC sea multiaplicación y no intrusiva. Es decir, que pudiera ejecutar cualquier programa de cálculo, independientemente del código MC en el que esté basado, y que no fuera necesario realizar modificación alguna en dichos programas. Esto nos obligó a desarrollar una implementación tipo Map/Reduce para la paralelización de los cálculos que permitiera parametrizar casi cualquier tipo de entrada y salida de estos programas.

Finalmente, tuvimos que desarrollar numerosos métodos para la edición de los diversos tipos de ficheros DICOM involucrados en la planificación de tratamientos de radioterapia (imágenes CT, RTPLAN, RTDOSE y RTSTRUC) e implementar diversas herramientas para la visualización y evaluación de los resultados (histogramas dosis-volumen, distribuciones de isodosis, análisis gamma, etc.).

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

En este trabajo se muestran los resultados de un estudio de rendimiento de la aplicación CloudMC. Se presentan resultados de tiempos y costes para tres casos distintos correspondientes a tres tratamientos distintos, en distintos modelos de acelerador y calculados con distintos códigos full-MC. Los tiempos y costes son muy dependientes de diversos factores como el número de máquinas elegido para la paralelización, la incertidumbre exigida a los resultados, el tamaño y la resolución del volumen de cálculo, parámetros de simulación, el código MC, etc. Para los casos presentados se obtuvieron tiempos entre 15 y 30 minutos usando entre 200 y 400 máquinas de cálculo, con costes por consumo de recursos de la nube entre 3 y 15 €.

### ¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Los resultados presentados prueban que la tecnología computación en la Nube permite superar las desventajas asociadas históricamente al uso de algoritmos MC en la rutina clínica, ya que ésta consigue poner al alcance de cualquier usuario, a través de una simple conexión a la red, el acceso a recursos computacionales casi ilimitados y escalables, que se adapten a las necesidades reales, con un modelo de pago por uso con costes económicos. Por tanto, podemos afirmar que las soluciones MC basadas en Computación en la Nube son una de las soluciones más prometedoras para la introducción definitiva de los algoritmos MC en la rutina diaria del proceso de planificación de tratamientos radioterápicos.



# 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](mailto: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 <sup>1,2,3-6</sup> 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.

Siguiendo de nuevo al ICMJE, todos los colaboradores que no cumplen los criterios de autoría o hayan realizado contribuciones menores deben aparecer en la sección de agradecimientos, pero no ser citados como autores. Las ayudas económicas y materiales deben aparecer en los agradecimientos.

## Posibilidad de una publicación no original

Una segunda publicación en español, especialmente si la primera procede de una realizada en revistas de alto índice de impacto en otra lengua, está justificada y puede ser beneficiosa siempre y cuando cumpla las siguientes condiciones:

- (1) Los autores cuentan con el consentimiento de los directores de ambas revistas; el director de la *Revista de Física Médica* debe tener una fotocopia, reimpresión o ejemplar de la primera publicación.
- (2) La prioridad de la primera publicación se respetará con un intervalo de al menos una semana entre ambas publicaciones (a menos que sea negociado de otra manera por parte de ambos directores).
- (3) La segunda publicación puede ser una versión abreviada de la primera. Esto está motivado por el hecho de que una segunda publicación está destinada en general a un grupo distinto de lectores pero, cabe pensar, con posible acceso a la primera.
- (4) La segunda versión reflejará fielmente la información e interpretaciones de la primera.
- (5) En la segunda versión, mediante una nota a pie de página, se informará a los lectores, investigadores y centros de documentación, de que el artículo ya ha sido publicado en parte o en su totalidad y se hará constar la referencia de la primera publicación. Para que sea adecuada, la nota a pie de página debería decir lo siguiente: “Este artículo está basado en un estudio publicado por primera vez en la revista [título de la revista y referencia completa]”.

## Ética

Cuando se trate de experimentos con seres humanos, hay que indicar si los procedimientos empleados han respetado o no los criterios éticos del comité responsable de experimentación humana (local o institucional) y la Declaración de Helsinki de 1975, enmendada en el año 2000. No se incluirán los nombres de los pacientes, ni sus iniciales, ni los números que les hayan sido asignados en los hospitales, especialmente si se trata de material ilustrativo. En todo caso se respetará el derecho de los pacientes al consentimiento informado. Cuando se trate de experimentos con animales o tejidos de animales, se indicará si se siguieron o no las recomendaciones de alguna institución para el cuidado y utilización de los animales de laboratorio o alguna ley nacional o autonómica sobre el mismo tema.

En todo lo no regulado en las presentes normas, y en caso de conflicto ético, se seguirá el código deontológico de la Sociedad Española de Física Médica.

## Proceso de publicación

- (1) Una vez recibidos los originales en versión electrónica según las especificaciones anteriores, la Secretaría Técnica de la Revista acusará recibo de su recepción al autor responsable del trabajo, e iniciará el trámite para que el Comité de Redacción designe al editor asociado y, cuando proceda, al revisor o revisores científicos.
- (2) En un plazo próximo a un mes, el autor responsable recibirá un escrito del Comité de Redacción en el que se fundamentará la aceptación, la aceptación con cambios menores, la modificación con cambios mayores o, en su defecto, el rechazo del trabajo. En los casos en que proceda, los autores recibirán los comentarios generales y específicos de los revisores científicos.
- (3) Es importante que los autores respondan de forma detallada a cada uno de los comentarios específicos de los revisores y remitan, si así lo desean, una nueva versión del trabajo con la mayor brevedad posible, en el caso de aceptación con cambios menores. Si los autores han recibido una respuesta de aceptación del trabajo con cambios mayores dispondrán de un plazo de 6 semanas a contar desde la fecha de recepción de los comentarios de los revisores. En caso de sobrepasar dicho plazo, se entenderá que los autores retiran el trabajo en su forma actual y, si se remitiera de nuevo, el Comité de Redacción de la Revista podrá considerar a todos los efectos que se trata de un nuevo trabajo.
- (4) Los trabajos aceptados quedan como propiedad permanente de la *Revista de Física Médica* y no podrán ser reproducidos total o parcialmente sin permiso expreso y por escrito del Director de la Revista. La cesión de los derechos de autor se considera implícita en la carta de presentación del original firmada por el autor responsable.
- (5) La *Revista de Física Médica* no se hace responsable de los contenidos científicos ni de las implicaciones legales de los artículos publicados.
- (6) El autor responsable recibirá por vía electrónica, cuando el artículo esté en prensa, las pruebas de imprenta para su aprobación o corrección. El autor deberá contestar por la misma vía electrónica en un plazo no superior a 72 horas indicando su conformidad o las modificaciones que procedan, entendiéndose que:
  - La responsabilidad de la detección de errores reside enteramente en los autores.
  - La calidad de las ilustraciones deberá ser aceptada por los autores.
  - En caso de hacer un número importante de cambios, el correspondiente coste será cargado a los autores.
  - Para evitar cambios de última hora, se insta a los autores a seguir cuidadosamente las normas de edición de la *Revista de Física Médica* desde las fases iniciales de redacción.
- (7) Se ofrece a los autores la posibilidad de incluir elementos multimedia para enriquecer la versión de su trabajo publicada en la página web de la *Revista de Física Médica*. Este particular debe comunicarse al editor asociado. La decisión sobre los contenidos multimedia y la forma en que aparezcan será tomada por el Comité de Redacción.

# Entidades Asociadas

---

---

**VARIAN MEDICAL SYSTEM**

**ELEKTA**

**SIEMENS**

**BRAINLAB**

**EMSOR**

**PHILIPS**

**TOSHIBA**

**RADIAPROT**

**AGFA HEALTHCARE**

**BIOTERRA**

**CARESTREAM**

**FUJIFILM**

**GENERAL ELECTRIC HEALTHCARE**

**PTW**

**TÉCNICAS RADIOFÍSICAS**

**ECKERT&ZIEGLER**

---

---

# 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](http://elekta.com/imagine)



## Índice de autores *Revista de Física Médica* 2019

- Alejo Luque L: *ver* Aza Villarrubia Z **2019;20(1):11**
- Ansón Marcos C: Implementación y validación de un protocolo de IGRT basado en imagen de kV de fluoroscopia y CBCT para el tratamiento de SBRT pulmonar. **2019;20(2):23**
- Aza Villarrubia Z: Medida del índice de dosis en TC de 320 filas de detectores. **2019;20(1):11**
- Bertolet Reina A: *ver* Macías Jaén J **2019;20(1):69**
- Castro Tejero P: *ver* Ansón Marcos C **2019;20(2):23**
- Catalán Acosta AD: *ver* Tato de las Cuevas F **2019;20(1):55**
- Corredoira Silva E: *ver* Aza Villarrubia Z **2019;20(1):11**
- de la Vega JM: Percepción de los especialistas en radiofísica hospitalaria sobre el papel de la bioética en su práctica profesional. **2019;20(2):11**
- Fernández Belmonte F: *ver* Tato de las Cuevas F **2019;20(1):55**
- Guirado D: *ver* de la Vega JM **2019;20(2):11**
- Hernández González D: *ver* Ansón Marcos C **2019;20(2):23**
- Huerga Cabrerizo C: *ver* Aza Villarrubia Z **2019;20(1):11**
- López-Tarjuelo J: *ver* Manjón-García C **2019;20(2):33**
- Lozano Martínez FR: Comparación de varias metodologías de cálculo de la MTF en mamografía empleando un nuevo software de desarrollo propio (CC\_dm). **2019;20(1):21**
- Macías Jaén J: Modelado bidimensional de la falta de uniformidad de la respuesta del sistema escáner-película radiocrómica. **2019;20(1):69**
- Manjón-García C: Tratamiento del meduloblastoma: comparación entre arcoterapia volumétrica modulada y radioterapia conformada tridimensional. **2019;20(2):33**
- Martí-Climent JM: *ver* Morán V **2019;20(1):31**
- Martínez Gómez LC: *ver* Lozano Martínez FR **2019;20(1):21**
- Martínez Valdunquillo G: *ver* Rosado Vélez J **2019;20(1):81**
- Martín Juárez S: *ver* Ansón Marcos C **2019;20(2):23**
- Miras del Río H: *ver* Macías Jaén J **2019;20(1):69**
- Morán V: Radioembolización Hepática con microesferas de  $^{90}\text{Y}$ : aspectos metodológicos y dosimétricos. **2019;20(1):31**
- Moreno Reyes JC: *ver* Macías Jaén J **2019;20(1):69**
- Morillo-Macías V: *ver* Manjón-García C **2019;20(2):33**
- Pérez González L: *ver* Ansón Marcos C **2019;20(2):23**
- Plaza Núñez R: *ver* Aza Villarrubia Z **2019;20(1):11**
- Prado Barragan A: *ver* Lozano Martínez FR **2019;20(1):21**
- Prieto E: *ver* Morán V **2019;20(1):31**
- Ribot Fernández I: *ver* Tato de las Cuevas F **2019;20(1):55**
- Roch González M: *ver* Ansón Marcos C **2019;20(2):23**
- Rodríguez-Fraile M: *ver* Morán V **2019;20(1):31**
- Rosado Vélez J: Caracterización del *crossstalk* en matrices de cristales centelleadores acoplados a SIPMs con aplicación en PET. **2019;20(1):81**
- Sancho L: *ver* Morán V **2019;20(1):31**
- Santiago González J: *ver* de la Vega JM **2019;20(2):11**
- Serrada Hierro A: *ver* Aza Villarrubia Z **2019;20(1):11**
- Tato de las Cuevas F: Evaluación de la coincidencia luz-radiación con el giro de gantry empleando el sistema de imagen portal. **2019;20(1):55**
- Valiente González A: *ver* Ansón Marcos C **2019;20(2):23**
- Viñals Muñoz A: *ver* Ansón Marcos C **2019;20(2):23**



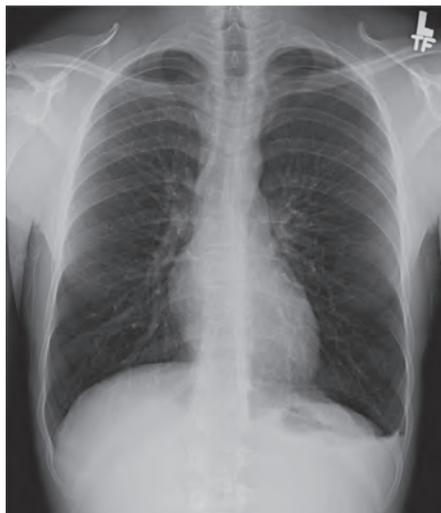
La Dirección y el Comité de Redacción de la *Revista de Física Médica* agradecen la colaboración de los siguientes asesores científicos durante el año 2019:

Juan José Morant  
María Cros Torrents  
Manuel José Buades Forner  
Rafael Ayala Lázaro  
Carlos Montes Fuentes  
Irene Torres Espallardó  
Antonio González López  
Fernando Mañeru Cámara  
Juan Antonio Vera Sánchez  
Ignasi Méndez Carot  
Samuel España Palomares  
Diego García Pinto  
Miguel Ángel de la Casa Julián  
Sara Moral Ruiz  
Antonio Otal Palacín  
Luis Alejo Luque  
Miguel Pombar Cameán  
Pedro Galán Montenegro  
Rafael García Mollá  
Carmen Herrero Capellán  
Alejandro Úbeda Maeso  
Marta Anguiano Millán  
Patricia Sánchez Rubio  
Breixo Carmelo Portas Ferradás

# TOSHIBA

Leading Innovation >>>

El futuro está tomando forma,  
¡ y somos protagonistas !



Tórax PA

Toshiba atesora una dilatada historia de desarrollos de vanguardia que, de acuerdo con nuestro compromiso "Made for Life", pone siempre al paciente en el centro de todas nuestras innovaciones tecnológicas.

Así nace Radrex-i, un avanzado sistema de radiología digital diseñado para aunar una mejora significativa de la productividad con un mayor cuidado del paciente.

Además, la disponibilidad de múltiples configuraciones permite dar solución eficaz a las necesidades del entorno clínico más diversas.

Toshiba: Definiendo el futuro en imagen diagnóstica



ULTRASOUND CT MRI X-RAY SERVICES



[www.toshiba-medical-spain.es](http://www.toshiba-medical-spain.es)

# Índice

---

<b>Editorial</b>	<b>9</b>
<b>Artículo científico</b>	
Percepción de los especialistas en radiofísica hospitalaria sobre el papel de la bioética en su práctica profesional <i>José Manuel de la Vega, Damián Guirado, José Santiago González</i>	<b>11</b>
Implementación y validación de un protocolo de IGRT basado en imagen de kV de fluoroscopia y CBCT para el tratamiento de SBRT pulmonar <i>Cristina Ansón Marcos, Pablo Castro Tejero, David Hernández González, María Roch González, Aránzazu Valiente González, Sara Martín Juárez, Alberto Viñals Muñoz, Leopoldo Pérez González</i>	<b>23</b>
Tratamiento del meduloblastoma: comparación entre arcoterapia volumétrica modulada y radioterapia conformada tridimensional <i>Carla Manjón-García, Virginia Morillo-Macías, Juan López-Tarjuelo</i>	<b>33</b>
<b>Reseñas de tesis doctorales</b>	<b>47</b>
<b>Revisión de artículos</b>	<b>55</b>

