

ISSN 1576-6632

revista de

FÍSICA MÉDICA

num.
2

vol.
24

año
2023

publicación oficial de la sefm
bajo el auspicio de la efomp



**Sociedad Española
de Física Médica**



Reducción de dosis

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

DoseRite[™]



www.revistadefisicamedica.es

Director

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

Editora

Maria Carmen Pujades Claumarchirant
Centro Nacional de Dosimetría. Valencia

Editores asociados

Julio Almansa López
Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada

Diego García Pinto
Universidad Complutense de Madrid. Madrid

Luis Isaac Ramos
Clínica Universitaria de Navarra. Pamplona

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

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

Carlos Huerga Cabrerizo
Hospital Universitario La Paz. Madrid

Francisco Clemente Gutierrez
Complejo Hospitalario de Toledo

Julia Garayoa Roca
Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz. Madrid

Ignasi Méndez Carot
Institute of Oncology Ljubljana. Eslovenia

Rafael Guerrero Alcalde
Hospital U. Clínico San Cecilio. Granada

Silvia Fernández Cerezo
Hospital Universitario Central de Asturias. Oviedo

Irene Hernández Girón
University College Dublin. Dublín

Vocal de la SEFM

Víctor Hernández Masgrau
Hospital Universitari Sant Joan de Reus

Comisión científica

Pablo Carrasco de Fez
Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona

Edita:



www.auladoc.com

Periodicidad de publicación: Semestral (mayo y noviembre)

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

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

Copyright de los textos originales 2019. Reservados todos los derechos. Ninguna parte de esta publicación puede ser reproducida, transmitida en ninguna forma o medio alguno, electrónico o mecánico, incluyendo fotocopias, grabaciones o cualquier sistema de recuperación de almacenaje de información, sin la autorización por escrito de los titulares del Copyright.

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

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



Junta Directiva de la SEFM

Presidente

Damián Guirado Llorente

Vicepresidente

Agustín Santos Serra

Tesorera

Teresa García Martínez

Secretaria

Naia Pereda Barroeta

Vocales

Víctor Hernández Masgrau

Manuel Vilches Pacheco

Ana María Tornero López

Comisión de Deontología y Asuntos Institucionales

Presidenta

Françoise Lliso Valverde
francoiselliso@gmail.com

Bonifacio Tobarra González

Feliciano García Vicente

José Luis Carrasco Rodríguez

José Antonio Miñano Herrero

José Manuel de la Vega

Fernández

Comisión Científica

Presidente

Pablo Carrasco de Fez
pcarrasco@santpau.cat

Faustino Gómez Rodríguez

María Amor Duch Guillén

Antonio Miguel Lallena Rojo

Núria Jornet Sala

Josep María Martí Climent

Pablo Mínguez Gabiña

Yolanda Prezado

Alejandro Mazal

Irene Hernández Girón

Cristian Candela Juan

Irene Torres Espallardo

Víctor Hernández Masgrau

Consultores: Antonio Brosed Serreta

José Pérez Calatayud

Facundo Ballester Pallarés

Comisión de Docencia

Presidente

Rafael Colmenares Fernández
Radiofísico hospitalario
comisiondocencia@sefm.es

Naia Pereda Barroeta

Jaime Pérez Alija

Carlos Huerga Cabrerizo

Jaime Martínez Ortega

Antonio López Medina

Diego García Pinto

Alba Montaner Alemany

Comisión de Seguridad del Paciente

Presidenta

Mercè Beltrán Vilagrasa

Agustín Santos Serra

Núria Jornet Sala

Cristina Moreno Saiz

María Pinto Monedero

Carlos Prieto Martín

M^a José Rot San Juan

Pablo Saldaña Gutiérrez

Representantes

Miembros de IOMP

Ana María Tornero López, *Hospital Universitario Dr. Negrín, Las Palmas de Gran Canaria*
Víctor Hernández Masgrau, *Hospital Universitari Sant Joan de Reus*

Representantes en la EFOMP

Antonio López Medina, *Hospital do Meixoeiro. Vigo*
Luis Brualla González, *Hospital General Universitario de Valencia*
Rafael Colmenares Fernández, *Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid*

Representantes en ESTRO

Àngel Forner Forner, *Hospital Universitari Arnau de Vilanova. Lleida*
Celestino Rodríguez Cobo (Suplente), *Hospital Universitario Central de Asturias*

Representante en el Colegio Oficial de Físicos

Víctor Hernández Masgrau, *Hospital Universitari Sant Joan de Reus*

Representante en IHE

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

Representantes

Representante en la UNE	Raquel Barquero Sanz, <i>Hospital Clínico Universitario Valladolid</i> Daniel Fernández Molina, <i>Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla</i> Oliver Díaz Montesdeoca, <i>Departamento de Matemáticas e Informática, Universidad de Barcelona</i>
Representantes en el Foro Sanitario Conjunto CSN – SEFM - SEPR	Agustín Santos Serra, <i>Hospital Provincial de Castelló. Castellón</i>
Miembros (por parte de la SEFM):	Mercè Beltrán Vilagrasa, <i>Hospital Universitari Vall d'Hebron. Barcelona</i> Teresa García Martínez, <i>Hospital Universitario Dr. Peset. Valencia</i>
Representante en la Comisión Nacional de Radiofísica Hospitalaria	Damián Guirado Llorente. <i>Hospital Universitario Clínico San Cecilio. Granada</i>
Comité de Asuntos Internacionales	Ana María Tornero López Enric Fernandez-Velilla Ceprià Evangelina Martínez Leticia Irazola Rosales Montserrat Carles Fariña



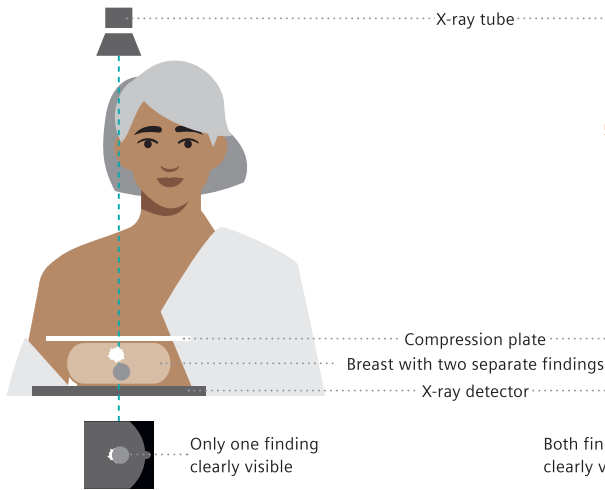
Breast Care. Early detection is key.

Unfortunately, breast cancer is still the most common cancer in women. However, detection and treatment methods are constantly improving, and with them the chances of recovery. The earlier the first tissue changes are discovered, the better the chances for a successful treatment.

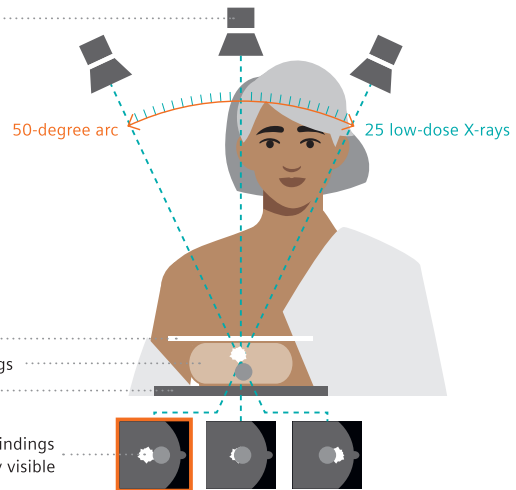
The latest state-of-the-art technologies are united in our new MAMMOMAT Revelation. It enables the standard 2D breast scans as well as 3D imaging of the breast using tomosynthesis technology.

Breast care. Because we care.

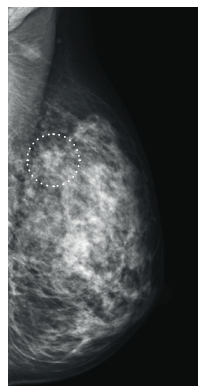
2D mammography



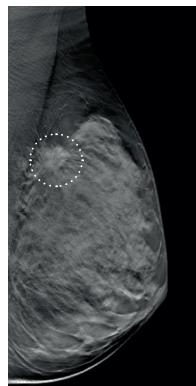
3D mammography/tomosynthesis



In 2D mammography, an X-ray image of the breast is taken. The breast is first compressed between two plates to spread the tissue apart. This results in a better picture and allows less radiation to be used. Our mammography system MAMMOMAT Revelation enables us to use a low radiation dose for the mammogram.



Finding is hard to see on 2D mammography scan



When a tomosynthesis scan is performed, 25 low-dose images are taken while the X-ray tube rotates in a 50-degree arc around the compressed breast, resulting in multiple images. These digital images are then reconstructed by a computer into a three-dimensional image set. This allows your physician to see the breast tissues more clearly in three dimensions and makes detection more accurate.*

Finding is clearly visible on tomosynthesis scan

Courtesy of Dr. Wayne Lemish, MIA Radiology, Melbourne, Australia; 1aaa025

MAMMOMAT Revelation is not commercially available in all countries. Its future availability cannot be guaranteed. *Compared to 2D mammography (FFDM). Siemens complies with all current regulations for medical devices and in vitro medical devices. Medical device for use by healthcare professionals only. This information is intended only for use by healthcare professionals only.

Grupos de trabajo SEFM

1. Control de calidad de aceleradores lineales de uso médico

Coordinadora	Françoise Lliso Valverde <i>Hospital Universitari i Politècnic La Fe. Valencia</i>
Miembros	Miguel Martínez Albaladejo, <i>Royal Stoke University Hospital (NHS). Stoke on Trent, UK</i> Jaime Pérez-Alija, <i>Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona</i> José Carlos Ramírez Ros, <i>Complejo Hospitalario de Jaén</i> Ricardo Abdón Tortosa Olivar, <i>IMED Hospitales. Elche</i> Eva Ambroa Rey, <i>Consorci Sanitari de Terrassa. Barcelona</i> Pedro Almendral Manzano, <i>Hospital Universitario de Badajoz</i> Carlos Luis Ferrer Gracia, <i>Hospital Universitario La Paz. Madrid</i>

2. Control de calidad de sistemas de planificación de tratamiento

Coordinador	Alejandro García Romero, <i>Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza</i>
Miembros	Francisco Clemente Gutiérrez, <i>Complejo Hospitalario de Toledo</i> Víctor Hernández Masgrau, <i>Hospital Sant Joan de Reus. Tarragona</i> Antonio Teijeiro García, <i>Hospital do Meixoeiro. Vigo</i> Daniel Morera Cano, <i>Instituto Oncológico. Red Asistencial Juaneda. Palma de Mallorca</i> Montserrat Baeza Trujillo, <i>Hospital Universitario Virgen del Rocío. Sevilla</i>

3. Procedimientos recomendados para la dosimetría de pacientes en tratamientos de radioterapia metabólica con Lu-177

Coordinador	Pablo Mínguez Gabiña, <i>Hospital Universitario de Cruces. Barakaldo</i>
Miembros	Raquel Barquero Sanz, <i>Hospital Clínico Universitario Valladolid</i> Núria Carrasco Vela, <i>Hospital Universitario Dr Peset de Valencia</i> Josep María Martí Climent, <i>Clínica Universitaria de Navarra</i> Luis Carlos Martínez Gómez, <i>Hospital Universitario 12 de Octubre</i> Teresa Montserrat Fuertes, <i>Hospital Universitario Central de Asturias</i> Alfredo Montes Uruén, <i>Hospital Universitario Puerta de Hierro (Majadahonda)</i> Carlos Montes Fuentes, <i>Hospital Universitario de Salamanca</i> Leticia Irazola Rosales, <i>Clínica Universidad de Navarra</i>

4. Revisión del plan y de los registros de tratamiento en radioterapia

Coordinadora	María Pinto Monedero, <i>Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda</i> Cristina Moreno Saiz, <i>Hospital Universitario Clínico San Cecilio. Granada</i>
Miembros	Cristina Bosó Martínez, <i>Universitair Ziekenhuis Leuven</i> Sandra Suárez Gómez, <i>Hospital Torrecárdenas, Almería</i> Carmen Ruiz Morales, <i>Hospital Universitario QuirónSalud Madrid, Pozuelo de Alarcón</i> Cristina Ansón Marcos, <i>Hospital Santa Creu i Sant Pau, Barcelona</i> Cristina Mínguez Aguilar, <i>Hospital Universitario La Paz, Madrid</i> Sylvia Gutiérrez Ramos, <i>Hospital Juan Ramón Jiménez, Huelva</i>

5. Evaluación del residente de radiofísica hospitalaria

Coordinadora	Ana María Tornero López <i>Hospital Universitario Dr. Negrín, Las Palmas de Gran Canaria</i>
Miembros	Sheila Calvo Carrillo, <i>HCU Lozano Blesa de Zaragoza</i> David Hernández, <i>H.U. La Princesa, Madrid</i> Damián Guirado Llorente, <i>Hospital Universitario Clínico San Cecilio</i> María Jesús García Hernández, <i>Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid</i> Sandra Williamso, <i>Hospital Universitario Ramón y Cajal</i>

6. Medios Humanos en Radiofísica Hospitalaria

Coordinador	José Antonio Terrón León <i>Hospital U. Virgen Macarena. Sevilla</i>
Miembros	Carles Muñoz Montplet, <i>Institut Català d'Oncologia. Girona</i> Josep M. Martí Climent, <i>Clínica Universitaria de Navarra</i> Pablo Mínguez Gabiña, <i>Hospital U. Cruces/Gurutzeta. Barakaldo</i> Rafael Guerrero Alcalde, <i>Hospital U. Clínico San Cecilio. Granada</i> Álvaro A. Fernández Lara, <i>Hospital U. Salamanca. Salamanca</i>

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

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

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

Miembros (por parte de la SEFM)	Gustavo Pozo Rodríguez, <i>Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid</i> José Manuel de la Vega Fernández, <i>Hospital Universitario Reina Sofía de Córdoba</i>
--	---

9. Aplicación del modelo lineal-cuadrático en la combinación de radioterapia e hipertermia (en colaboración con: SEOR)

Miembros (por parte de la SEFM)	Félix Navarro Guirado <i>Hospital Regional Universitario de Málaga</i> Rafael Guerrero Alcalde <i>Hospital Universitario Clínico San Cecilio de Granada</i>
--	--

10. Revisión del protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico (en colaboración con: SEPR, SERAM)

Coordinadora	María Luisa Chapel Gómez <i>Complejo Hospitalario de Toledo</i>
Secretario	José Manuel Ordiales Solís <i>Hospital Universitario de Cáceres</i>
Miembros	Manuel Buades Forner, <i>Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia</i> Daniel Fernández Molina, <i>Hospital Universitario Virgen de la Macarena. Sevilla</i> Santiago Miquélez Alonso, <i>Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona</i> Xavier Pifarré Martínez, <i>Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda</i> Francisco Javier Rosales Espizua, <i>Hospital Universitario de Basurto. Bilbao</i> Julio Almansa López, <i>Hospital Virgen de las Nieves. Granada</i> Jorge Hernández Rodríguez, <i>Complejo Asistencial de Salamanca</i> Jose Ángel Merino Gestoso, <i>Complejo Hospitalario de Toledo</i>

11. Comisión mixta SEOR-SEFM para la elaboración de recomendaciones sobre la implementación de la protonterapia en España

Miembros	Juan Diego Azcona Armendáriz Jorge Contreras Martínez Antonio Gómez Caamaño Daniel Alejandro Mazal Luis Alberto Pérez Romasanta Yolanda Prezado Alonso M ^a Carmen Rubio Rodríguez Samuel Ruiz Arrebola
-----------------	--

12. Dosimetría en Radiología Intervencionista (en colaboración con SEPR)

Coordinadores	María Amor Duch Guillén <i>Institut de Tècniques Energètiques. Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona</i> Roberto Sánchez Casanueva <i>Hospital Clínico San Carlos. Madrid</i>
Miembros	Marta Barceló Pagès. <i>Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona</i> Manuel F. Rodríguez Castillo. <i>Hospital Universitario Virgen de Valme. Sevilla</i> Maruxa Pérez Fernández. <i>UTPR Galaria. Santiago de Compostela</i> Luis Alejo Luque. <i>Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda</i> Eva Corredoira Silva. <i>Hospital Universitario de Guadalajara</i> José M. Ordiales Solís. <i>Hospital Universitario de Cáceres</i>
Comité de seguimiento del acuerdo marco SEFM-SERFA	Rocío Ramos Membrive. <i>Especialista en Radiofarmacia. Unidad de Radiofarmacia, Servicio de Medicina Nuclear (Presidenta de SERFA). Clínica Universidad de Navarra.</i> Verónica Morán Velasco. <i>Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Servicio Radiofísica y Protección Radiológica. Clínica Universidad de Navarra.</i> Isabel Gil Viciano. <i>Especialista en Radiofarmacia. Servicio de Radiofarmacia. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón.</i> Agustín Santos Serra. <i>Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón.</i> Sandra Maymó Garrido. <i>Especialista en Radiofarmacia. U.Assistencial Medicina Nuclear-PET. Hospital Universitari de Bellvitge, Institut Català de la Salut.</i> Pablo Saldaña Gutiérrez. <i>Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Servei de Física Mèdica i Protecció Radiològica. Institut Català d'Oncologia, Hospital Universitari de Bellvitge.</i>

RAD formation

Automatización Inteligente
en Oncología Radioterápica

Optimice su flujo de trabajo clínico

Desde la planificación y la documentación hasta el control de la calidad, Radformation optimiza los recursos y aumenta la precisión en todas las fases del flujo de trabajo de la planificación del tratamiento. Nuestras herramientas de comprobación y planificación automáticas son fáciles de usar, clínicamente relevantes y se integran perfectamente con Eclipse® y otros TPS.

Transforme su departamento con un aumento de la calidad en la planificación, la seguridad y la eficacia.

 ClearCalc

 RadMonteCarlo*

Plataforma software para el cálculo redundante

 AutoContour

Software de contorno automático basado en IA

- ✓ Cálculo rápido de dosis
- ✓ Análisis Gamma 3D completo
- ✓ Soporta fotones, electrones y protones
- ✓ Modelos de RM
- ✓ Registro deformable
- ✓ Comparación de estructuras y mucho más

* ClearCalc es necesario para utilizar RadMonteCarlo. RadMonteCarlo no está incluido en la compra estándar de ClearCalc.

Distribuido en España por

 **APLICACIONES
TECNOLÓGICAS** | **RADIATION
PROTECTION • MEDICAL**



Índice

Editorial	11
Artículos científicos	
Puesta en funcionamiento de una instalación de protonterapia: Guía para preparar la documentación requerida <i>Josep M Martí-Climent, Verónica Morán, Leticia Soria, Evangelina Martínez-Francés, Teresa Cuenca, Pablo Echevoyen, Elena Prieto</i>	13
Rastreo del movimiento respiratorio por medio de un sistema óptico <i>Benigno Barbés Fernández, Tomás Muñoz Santoro, Javier Burguete Mas</i>	27
Nota técnica	
Taquicardia ventricular recurrente: informe de tres casos de radioablación cardíaca <i>Gustavo Pozo Rodriguez, Sandra Giselle Guardado Gonzalez, Eduardo Cabello Murillo, Pedro Adaimi Hernandez, Raúl Díaz Fuentes, Ana Isabel Milanes Gaillet, Angel Gaitan Simon, Marta Manzano Rodriguez, Paloma Botella Faus, Daniel Rojo Navarrete, Jose Perez-Regadera Gomez</i>	35
Revisión de artículos	43
Reseñas de tesis doctorales	57

VersaHD.

Powered by high definition dynamic radiosurgery.

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

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

elekta.com/VersaHD



Focus where it matters.

4513 371 1539 03.17

 Elekta

Editorial

Llega el último trimestre del año, se acercan las fiestas, el INVEAT nos aprieta con plazos que, a veces, parecen imposibles de cumplir, pero a pesar de todo, esperamos (al menos en eso confiamos desde el Comité de Redacción) el segundo número de nuestra revista, el que siempre llega alrededor del Día Internacional de la Física Médica. Este año el lema escogido por la IOMP, que celebra su 60º aniversario, es “A hombros de gigantes”, como homenaje a las grandes mentes que han contribuido con la Física al avance de la Medicina.

Quizás de entre todos nosotros, tan solo algunos puedan ocupar un lugar preeminente junto a estas personas, sin embargo, como bien dice Damián Guirado en su entrevista como presidente saliente de la SEFM, la participación y la contribución de todos, son necesarias para avanzar. Fomentar la participación de los más jóvenes, la ética de la profesión, nuestra presencia en los foros internacionales y trabajar por comunicar y hacer visible lo que somos, han sido algunos de los objetivos de esta Junta. Ahora que se acaban de convocar elecciones para su renovación, nuestra sociedad entra en un momento de cambio para seguir caminando en todos estos aspectos.

Desde la Revista, intentamos poner nuestro granito de arena para que se vayan produciendo los avances que todos esperamos. En el Comité de Redacción también se ha producido una renovación de algunos miembros. Ruth Rodríguez, editora hasta el número anterior, deja el relevo a M^a Carmen Pujades. Desde estas líneas quisiera dar las gracias a Ruth por su esfuerzo y disponibilidad en todas las situaciones y su contribución para que la calidad de nuestra publicación pueda ir subiendo peldaños poco a poco. Otros componentes que también manifestaron su deseo de concluir su etapa en la revista fueron Dani Zucca, y Jesús Cortés, a ambos manifestarle también mi agradecimiento personal y de todo el Comité. Ha sido un placer haber contado con ellos en este tiempo.

Estas salidas han llevado a nuevas incorporaciones como las de Carlos Huerga, Rafael Guerrero e Irene Hernández y a que Julia Garayoa se haga cargo de la sección de revisión de artículos al pasar M^a Carmen Pujades a realizar la labor de editora. A los nuevos, bienvenidos y gracias por aceptar su inclusión en el

Comité y a los que acogen una nueva función, gracias por asumir esta nueva labor.

Desde el Comité nos gustaría también compartir que, tras el Congreso, dimos el paso de solicitar por primera vez la indexación de la revista. Como era de esperar, esto ha sido tan solo un primer intento que nos ha indicado un aspecto a mejorar relacionado con la declaración de la ética de la publicación. Se nos ha pedido que esta quede más explicitada en la web de la revista. Ya estamos trabajando en ello y confiamos en poder reenviar la solicitud en las próximas semanas. Como alguna vez hemos explicado, más allá del resultado final (que todos queremos que sea exitoso), todos los pasos que se están siguiendo, creemos que permitirán mejorar la calidad de la publicación y facilitarán la labor de todos los que vengan después.

Entrando ya de lleno en el número, ofrecemos 3 artículos de interés. El primero de ellos creemos que es de gran importancia ya que representará una gran ayuda a quienes tengan que poner en funcionamiento los nuevos centros de Protonterapia de nuestro país. Los autores nos presentan un modelo para preparar la documentación requerida para la puesta en funcionamiento de este tipo de instalaciones. Dada la singularidad de las mismas creemos que es de obligada lectura ya que se publica en el momento adecuado para aquellos que van a tener que hacerse cargo de este trabajo.

El segundo trabajo nos presenta un nuevo prototipo para hacer un seguimiento del movimiento respiratorio con sistemas ópticos. Los sistemas de tracking respiratorio y el control de movimientos tanto en la simulación como durante el tratamiento es uno de los retos si se quieren abordar tratamientos con estas técnicas. Es por ello que no dudamos del interés de este trabajo y de conocer las conclusiones que nos presentan los autores, por lo que animamos a su lectura concienzuda.

Finalmente, cerramos el número con una nota técnica sobre una serie corta de casos en que se ha empleado radioablación cardíaca. Los autores analizan los parámetros que pueden influir en el resultado final del tratamiento. El estudio de los resultados sobre la salud de nuevas técnicas es fundamental para valorar la contribución e importancia de estas, por lo que este tipo de trabajos pueden servirnos como indicación de

las líneas a seguir para un análisis adecuado de los datos.

No podemos olvidar tampoco nuestras secciones de revisión de artículos y reseña de tesis. La primera de ellas nos trae nueve artículos de diversa temática y muestra la amplitud de líneas de investigación que se están desarrollando en nuestro campo, desde el diseño de nuevos SPECT hasta el ámbito de la Radiobiología, pasando por la Protonterapia y otras aplicaciones de la

Radioterapia como las técnicas intraoperatorias. En el apartado de reseñas de tesis, recuperamos dos trabajos presentados recientemente sobre dosimetría e imagen médica. Confiamos en que todas estas revisiones y reseñas sean de vuestro interés.

Esperamos que este número cubra vuestras expectativas y os animamos a celebrar el Día Internacional de la Física Médica difundiendo al máximo la labor que desarrollamos.

Puesta en funcionamiento de una instalación de protonterapia: Guía para preparar la documentación requerida

Commissioning of a proton therapy facility: A guide to prepare the documentation required

Josep M Martí-Climent^{1*}, Verónica Morán², Leticia Soria², Evangelina Martínez-Francés², Teresa Cuenca¹, Pablo Echevoyen¹, Elena Prieto¹

¹ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Clínica Universidad de Navarra, Pamplona.

² Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Clínica Universidad de Navarra, Madrid.

Fecha de Recepción: 22/06/2023 - Fecha de Aceptación: 16/10/2023

Las dos instalaciones de protonterapia actualmente operativas en España iniciaron sus proyectos en 2017. Si bien se trata de instalaciones radiactivas de segunda categoría, desde el punto de vista de la protección radiológica presentan una mayor complejidad que las instalaciones de radioterapia con haces de fotones y/o electrones, siendo el proceso de licenciamiento más complejo. El objetivo de este trabajo es proponer un documento modelo que pueda ser empleado en la elaboración de la documentación necesaria para el proceso de solicitud de autorización de futuras instalaciones de protonterapia. Se ha llevado a cabo una revisión de los documentos que fueron evaluados por el Consejo de Seguridad Nuclear durante el proceso de autorización de la instalación radiactiva de protonterapia de la Clínica Universidad de Navarra, con el fin de elaborar una guía para la redacción de la memoria a presentar para la solicitud de la autorización y una relación de los procedimientos de protección radiológica que pueden ser de aplicación en una instalación de protonterapia, incluyendo datos de nuestro centro a modo de ejemplo: equipo y dependencias, monitores de radiación y enclavamientos y dispositivos de seguridad. Esta información será una herramienta útil para la puesta en funcionamiento de próximas instalaciones de protonterapia.

Palabras clave: Protonterapia, instalación radiactiva, autorización, procedimientos.

The two proton therapy facilities currently operating in Spain began their projects in 2017. Although they are “second category” radioactive facilities, from the point of view of radiological protection they are more complex than radiotherapy facilities with photon beams and/or electrons, being the licensing process more complex. The objective of this research is to propose a model document that could be used in the elaboration of the necessary documentation for the authorization process of future proton therapy facilities. The documents that were evaluated by the Consejo de Seguridad Nuclear during the authorization process for the radioactive proton therapy facility at Clínica Universidad de Navarra were reviewed, in order to prepare a guide for drafting the report of the authorization and a list of the radiation protection procedures that may be applicable in a proton therapy facility, including data from our center as an example: equipment and facilities, radiation monitors and interlocks, and safety devices. This information will be a useful tool for the commissioning of future proton therapy facilities.

Key words: Protontherapy, radioactive facility, authorization, procedures.

1. Introducción

La protonterapia es una técnica de tratamiento en la que se emplean haces de protones acelerados a altas

energías (entre 70 y 230 KeV). Los protones depositan su energía de forma muy localizada (pico de Bragg¹) y esto implica ventajas frente a la radioterapia con haces de fotones o electrones, en adelante radioterapia con-

*Correspondencia: jmmartic@unav.es

<https://doi.org/10.37004/sefm/2023.24.2.001>

vencional. Una instalación de protonterapia, desde el punto de vista de la protección radiológica, en España se considera una instalación radiactiva de segunda categoría que presenta una mayor complejidad que el resto de instalaciones hospitalarias y, en particular, que una instalación de radioterapia convencional; por lo que, en el caso de centros con una instalación de radioterapia convencional en funcionamiento, se autoriza como una instalación radiactiva independiente.

En el diseño de la instalación deben considerarse, entre otros aspectos, los elevados campos de radiación secundaria que se generan, principalmente de neutrones (radiación inmediata), y la activación de algunos componentes. Asimismo, el equipo tiene varios subsistemas que están dispuestos en diferentes salas. Además, es utilizado tanto por el personal de la instalación como por los trabajadores de la empresa suministradora que ofrece asistencia técnica en la operación diaria del equipo y por tanto precisa sistemas de seguridad más complejos, y una definición de responsabilidades muy clara entre todos los posibles operadores del equipo.

En este contexto, la autorización de funcionamiento de la instalación radiactiva de protonterapia requiere la elaboración de una memoria, al igual que en convencional, que debe seguir lo establecido en el artículo 38 del Real Decreto 1836/1999 por el que se aprueba el Reglamento sobre instalaciones nucleares y radiactivas,² y considerar tanto la Guía de Seguridad 05-05 del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) "Documentación técnica para solicitar autorización de construcción y puesta en marcha de las instalaciones de radioterapia",³ como el Real Decreto 1029/2022 por el que se aprueba el Reglamento sobre protección de la salud contra los riesgos derivados de la exposición a las radiaciones ionizantes.⁴ Para ello, también se requiere de la elaboración de procedimientos propios que reflejen las peculiaridades del trabajo en estas instalaciones. Por último, cabe destacar que, además del proceso de autorización de estas instalaciones pertenecientes al centro sanitario, es necesario que el suministrador del equipo de protonterapia disponga de la correspondiente autorización de comercialización,² al igual que las empresas que suministran los aceleradores lineales. En consecuencia, tanto la memoria como los procedimientos de protección radiológica, difieren en algunos puntos de los clásicos de una instalación de radioterapia convencional, puesto que se debe incluir contenido propio de las instalaciones de protonterapia.

En España, los dos primeros proyectos de centros de protonterapia se hicieron públicos en 2017. El proyecto del Centro de Protonterapia Quirónsalud está operativo desde diciembre de 2019, y el de la Clínica Universidad de Navarra (CUN) desde abril de 2020. Ambas instalaciones están ubicadas en Madrid. La reciente adjudicación del concurso para el centro de

protonterapia del Hospital Universitario Marqués de Valdecilla⁵ y el convenio de la Fundación Amancio Ortega Gaona con el Gobierno de España,⁶ que permite adquirir el equipamiento de diez salas (nueve equipos) para nuevas instalaciones de protonterapia, ha llevado a revisar retrospectivamente todo el proceso de autorización de la instalación de protonterapia de nuestro centro, incluyendo tanto la documentación aportada como las inspecciones. El objetivo es proponer un documento guía para elaborar la documentación necesaria para la solicitud de puesta en funcionamiento de una instalación radiactiva de segunda categoría dedicada a la protonterapia. El resultado del estudio se presenta en este trabajo y se ilustra con datos de nuestra instalación.

2. Material y métodos

Para la elaboración de esta guía se ha empleado la documentación aportada por la CUN para la autorización de funcionamiento de la instalación radiactiva de protonterapia, que incluye: una memoria inicial redactada de acuerdo con lo indicado en el artículo 38 del Real Decreto 1836/19992 y la Guía 05-05 del CSN,³ documentación complementaria e información adicional solicitada por el CSN, y las actas de las inspecciones del CSN. El proceso de autorización se ilustra con datos de la instalación de la CUN a modo de ejemplo; en particular los equipos de medida de la radiación, los sistemas de seguridad, los procedimientos, el cronograma y las inspecciones del CSN.

3. Resultados

3.1. Guía de la documentación para la memoria de la autorización

En la tabla 1 se detalla un esquema con la documentación presentada por nuestro centro para la solicitud de autorización de funcionamiento de una instalación radiactiva de segunda categoría dedicada a la protonterapia. A continuación, se indican los aspectos más específicos de este tipo de instalaciones, la ilustración con datos de la CUN se incluye en los cuadros.

3.1.1. Memoria descriptiva

Al igual que en las instalaciones de radioterapia convencional, se solicita autorización no sólo para el funcionamiento de la instalación sino también para realizar las pruebas pre-operacionales que deben realizarse antes del uso clínico de los equipos. En

Tabla 1. Esquema de la documentación de solicitud de funcionamiento de la instalación de protonterapia.

Memoria descriptiva
<ul style="list-style-type: none"> • Datos sobre la entidad solicitante • Tipo de autorización solicitada • Tipo de actividades que se realizarán en la instalación • Equipos generadores de radiación <ul style="list-style-type: none"> – Características – Funcionamiento del equipo de protonterapia – Descripción de los componentes del equipo de protonterapia – Elementos en los que interacciona el haz de protones – Fuente de iones y sistema de inyección • Dependencias <ul style="list-style-type: none"> – Características constructivas: blindajes estructurales y materiales – Áreas de residuos radiactivos – Sistema de gestión de residuos líquidos • Clasificación de zonas • Actividad diaria de la instalación • Equipos de medida de la radiación • Sistema de ventilación
Estudio de seguridad
<ul style="list-style-type: none"> • Descripción de la dinámica de trabajo • Enclavamientos y sistemas de seguridad • Control de acceso a la instalación • Justificación de los blindajes • Niveles de radiación y activación • Identificación de los riesgos • Estimación de la dosis susceptible de ser recibida • Identificación de incidentes/accidentes
Verificación de la instalación
<ul style="list-style-type: none"> • Servicio de protección radiológica • Verificaciones pre-operacionales (instalación) • Verificación del equipo de protonterapia (aceptación, garantía, mantenimiento y control de calidad) • Verificación de los sistemas de seguridad • Seguridad contra incendios • Verificación de la integridad de los blindajes
Reglamento de funcionamiento
<ul style="list-style-type: none"> • Relación de grupos de trabajadores (Organigrama) • Relación de personal y responsabilidades • Prevención de incidentes y accidentes • Normas de trabajo • Clasificación del personal • Procedimiento de asignación de dosis • Sobre el personal de asistencia técnica • Clasificación de las zonas de trabajo • Diario de operación e informe anual
Plan de emergencia
<ul style="list-style-type: none"> • Línea de autoridad • Datos e informes • Identificación de situaciones • Sistemas de prevención y actuaciones a seguir
Clausura
Cronograma de la puesta en funcionamiento

Cuadro 1. Generadores de radiación en la instalación de la CUN.

La CUN cuenta con un equipo de protonterapia modelo “Expandible One Gantry System” fabricado por Hitachi. Éste acelera protones a energías de 70 a 230 MeV. La corriente máxima en el acelerador inyector es de 8 nA y en el gantry de 1.51 nA. Asimismo, dispone de dos tubos de Rayos X ortogonales para realizar imagen con “Cone-beam CT” o placas ortogonales, con una tensión máxima de funcionamiento de 150 kV.⁷

Los componentes del equipo son:

- *Sistema acelerador:* formado por un acelerador lineal, el sistema de transporte del haz de baja energía LEBT (Low Energy Beam Transport system), y el sincrotrón.
- *Sistema de transporte:* formado por el sistema de transporte del haz de alta energía HEBT (High Energy Beam Transport system) y el sistema de transporte del haz en el gantry GABT (Gantry Beam Transport system).

este periodo pre-operacional la instalación debería ser prácticamente operativa desde el punto de vista de la protección radiológica. En este periodo el CSN realizará las inspecciones.

Generadores de radiación

El equipo de protonterapia, que constituye el generador de radiación, tiene como características principales el tipo de partícula acelerada, su energía máxima y la corriente máxima de aceleración en las distintas partes del mismo. En la memoria se describe con detalle su funcionamiento, incluyendo una descripción del modo de generar el haz de protones, del sistema acelerador y del sistema de transporte de haz (líneas de transporte y gantry) (véase el Cuadro 1). Asimismo, se describen

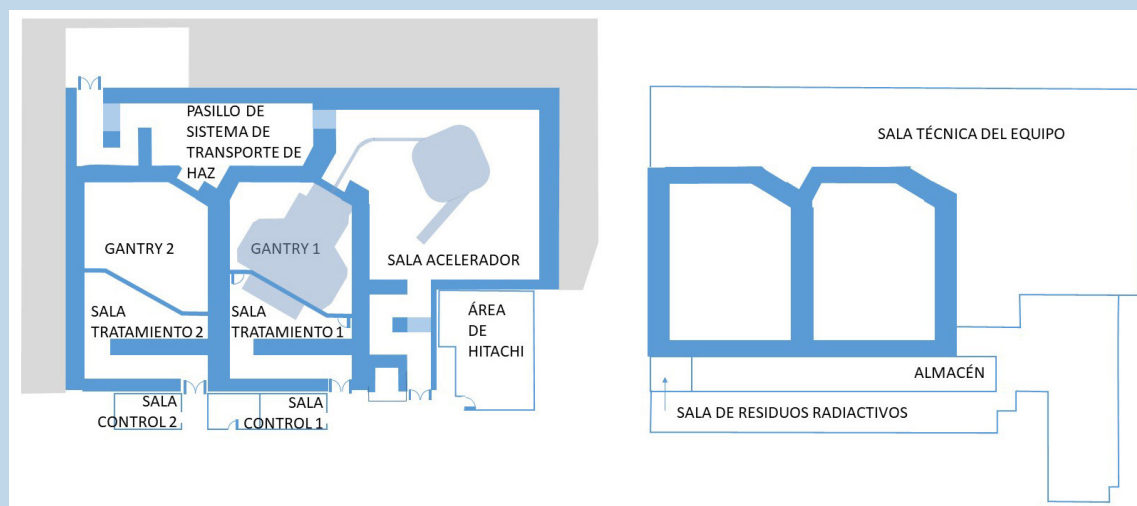
los distintos modos de tratamiento, como pueden ser la técnica discreta de barrido por puntos (Discrete Spot Scanning) o la terapia de protones de intensidad modulada (Intensity Modulated Proton Therapy).

Al igual que en los aceleradores lineales empleados en radioterapia convencional, el equipo de protonterapia incluye tubos de rayos X para la obtención de imágenes del paciente.

En base al funcionamiento del equipo, quedan definidos sus componentes, detallándose su función y materiales constructivos básicos. Son de especial interés aquellas partes del equipo en las que se produce una pérdida del haz durante el proceso de aceleración, transporte y tratamiento. Por esto, en la descripción, se debe incluir: los puntos de pérdida, el subsistema en el que están, y una explicación del proceso (con el por-

Cuadro 2. Instalación de la CUN.

Dependencias principales de la instalación de protonterapia correspondientes a las plantas -2 y -1. En ellas, existe riesgo radiológico debido al haz en la sala del acelerador, pasillo del sistema de transporte, sala del gantry y sala de tratamiento.



centaje de pérdida y energía del haz). Esta información debería ser aportada por el fabricante, y será utilizada para el estudio de seguridad, ya que en estos puntos es donde se producen los campos neutrónicos que determinan los blindajes.

En relación a la operación del equipo, es importante detallar el modo de controlarlo; ya que se dispondrá de dos puestos de control diferenciados: uno para el personal de la instalación y otro para los trabajadores de la empresa de asistencia técnica, lo cual se reflejará también en la descripción de la instalación.

Descripción de la instalación

Se deben describir las dependencias principales de la instalación y su uso, así como las dependencias adyacentes, con su factor de ocupación (véase el Cuadro 2). Esta información es importante para la justificación de blindajes, que deberá incluir el efecto cielo (skyshine) y efecto suelo (groundshine).⁸ Finalmente se detallan los puntos por los que se puede acceder

a la instalación, y los sistemas que se emplean para controlar el acceso a la misma.

Debido a la interacción tanto del haz de protones como de los neutrones secundarios, se contempla la generación de residuos sólidos por la activación de los materiales, como son las piezas del equipo activadas, o los residuos generados por contaminación (como del polvo metálico de desgaste de las piezas y los guantes tras entrar en contacto con el agua de la cuba de medidas del haz). Por este motivo, se requerirá un espacio apropiado para su gestión o almacenaje. Del mismo modo, es preciso considerar la gestión de residuos líquidos. Estos se pueden generar por una fuga en el sistema de refrigeración del equipo de protonterapia, o en el sistema de refrigeración de las salas del gantry y del acelerador, y en la propia sala de unidades de tratamiento del aire (UTAs). En caso de considerar necesario un sistema de gestión de residuos líquidos se aportaría una justificación de la dimensión del depósito de residuos líquidos, así como el procedimiento para monitorizar la activación del líquido almacenado.

Cuadro 3. Detectores de la instalación de la CUN.

Se dispone de un sistema de vigilancia radiológica ambiental formado por cuatro estaciones que permiten la medida de las tasas de dosis debidas a radiación gamma y neutrónica en las salas del acelerador, gantry, tratamiento y control de tratamiento. Están equipadas con:

- Detector gamma, modelo FHT 612-10 de Thermo Scientific.
- Detector de neutrones, modelo FHT 762 WENDI-2 de Thermo Scientific.
- Monitor (display), modelo FHT 6020, que muestra los valores de la tasa de dosis instantánea gamma y neutrónica.
- Indicador alarma luminosa con nivel de pre-alarma y alarma.

Las cuatro estaciones de medida están conectadas a un ordenador, situado en la sala de control de tratamiento, que dispone del software NetView de Thermo Scientific. Este programa recibe los datos de cada una de ellas y permite, tanto la visualización y monitorización en tiempo real de los valores recogidos, como el almacenamiento del histórico de estos datos.

Asimismo, se dispone de los siguientes detectores portátiles:

- Detector de neutrones: Monitor modelo Radeye PX con un detector modelo FHT 762 WENDI-2 (Thermo Scientific).
- Detector de radiación gamma: modelo Radeye PRD-ER (Thermo Scientific) dotado de un cristal NaI(Tl), que mide $H^*(10)$.
- Detector de contaminación, monitor modelo Radeye-SX con detector de centelleo plástico con ventana de 100 cm² modelo BP19BD (Thermo Scientific).
- Espectrómetro gamma, RIIDEye M-G (Thermo Scientific) con un cristal de NaI(Tl) de 2" x 2", que permite identificación de radionúclidos.

Para la vigilancia de los efluentes, se ha implementado un sistema que permite monitorizar el pozo del sistema de gestión de residuos líquidos y la chimenea de salida del sistema de ventilación de la instalación. El sistema consta de un equipo GM Rady Dual con 2 detectores sondas Geiger - Müller externas, de Técnicas Radiofísicas, disponiendo de un sistema de gestión y registro en modo continuo de las medidas.

Para la dosimetría personal, se emplean dosímetros de solapa y anillos de termoluminiscencia para la radiación gamma, y dosímetros de trazas (de solapa) para los neutrones. Además, se dispone de 5 dosímetros de lectura directa modelo EPD True Dose (Thermo Scientific) para ser usados cuando se entra en las salas del acelerador y del gantry.

Debido a la activación del aire, el sistema de ventilación es de especial interés, por lo que deben considerarse los datos relativos a: presiones relativas, volúmenes de las salas, así como el número de renovaciones de aire. Esta información será útil para poder estimar las dosis debidas a la inhalación del aire activado.

Descripción de actividades

Las actividades que se realizan en la instalación se pueden agrupar en: actividades previas a las pruebas de aceptación, actividades diarias en la rutina asistencial (después de las pruebas de aceptación), y actividades relacionadas con la verificación de los sistemas de seguridad. Es importante indicar quién es el responsable del equipo en cada actividad (el centro hospitalario o la empresa suministradora). Así, para cada tarea o actividad en la instalación se debe indicar: acciones realizadas, responsable, lugar en el que se realizan, tipo de verificaciones que se llevan a cabo, y el procedimiento de transferencia de responsabilidades entre esa tarea y la siguiente.

Instrumentos de medida

Son recomendables distintos tipos de equipos de medida de la radiación: detectores fijos que miden la de tasa de dosis ambiental, detectores portátiles, dosímetros personales de lectura directa, detectores fijos para medir efluentes y monitores de contaminación; todos ellos, según sea su propósito (véase el Cuadro 3). Se deben aportar las características de los detectores y mostrar su idoneidad para los campos de radiación que se producirán en la instalación de protonterapia. Es necesario, constanding en la resolución, incluir un sistema de registro en modo continuo de las tasas de dosis ambiental producidas tanto por la radiación gamma como por la neutrónica en puntos fijos de medida, cuyo emplazamiento debe justificarse.

3.1.2. Estudio de seguridad

Los sistemas de seguridad son importantes y están relacionados con la protección radiológica de los trabajadores, del público, de los pacientes y del entorno. Así, es necesario incluir la descripción detallada de los procesos, las tareas o el flujo de trabajo de la instalación para asegurar que las medidas de seguridad implementadas en la instalación son adecuadas.

En el caso de la protonterapia los diversos enclavamientos y sistemas de seguridad (véase el Cuadro 4), cuya descripción detallada de funcionamiento ha de constar en la memoria, deben permitir la parada de emergencia del equipo o la interrupción del haz por

zonas (indicando sobre qué subsistemas del equipo actúan para impedir que el haz de radiación alcance una determinada área), asegurar una buena inspección de cada sala antes de la salida para garantizar la ausencia de personal en el interior, y la interrupción mecánica de equipo con el fin de evitar riesgos de choque. En general, estos sistemas se implementan con pulsadores. Se deben justificar incluso las ventanas de tiempo establecidas entre pulsadores. Además, es necesario disponer de enclavamientos que actúen sobre las puertas de acceso a las salas de tratamiento y del acelerador. También se pueden implementar sistemas de seguridad redundantes como un cuadro de llaves personales que inhabilitan el haz en determinadas zonas.

La información relevante de seguridad debe estar reflejada en paneles de información claros y visibles desde los accesos a las salas en las que hay radiación y desde el puesto de control.

La justificación de los blindajes se realiza para garantizar que las dosis debidas a la operación de la instalación no superan los límites establecidos en la reglamentación.⁴ La fuente de radiación que determina los blindajes es la radiación secundaria neutrónica producida en la interacción de los protones con los medios materiales (incluido el paciente), cuya energía máxima es igual a la del haz de protones. Para la justificación se debe aportar información sobre:

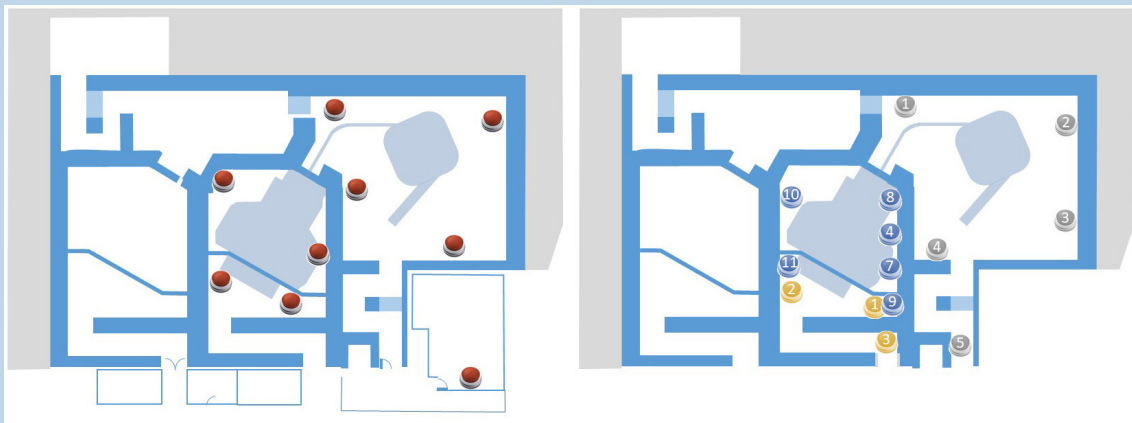
- *Las fuentes de radiación (que se corresponderán con las pérdidas del haz):* indicando los puntos del equipo en los que interacciona el haz, el porcentaje de pérdida en ellos y la energía del haz en ese punto (esta información debe ser suministrada por el fabricante del equipo). En estos puntos quedarán determinadas las características geométricas y energéticas de los neutrones producidos.
- *La carga de trabajo prevista/estimada de la instalación, es decir el uso del equipo:* tipos de tratamiento (energías involucradas, tamaño de campo y volumen a tratar), dosis absorbida administrada, y carga de protones en el isocentro. Esta carga debe incluir no solo la relacionada con los pacientes sino también con el uso no clínico, como el control de calidad, la investigación y la docencia.

Combinando esta información, se obtiene la cantidad (número de protones) y calidad (espectro energético) del haz que se genera durante el uso del equipo.

Con estos datos se determina el blindaje adecuado en cada punto de la instalación, utilizando métodos analíticos, simulaciones Monte Carlo, o una combinación de ambos. Se sumará la contribución de cada

Cuadro 4. Sistemas de seguridad en la instalación de la CUN.

Localización de los pulsadores de bloqueo de área y de búsqueda de área en la planta -2 de la instalación.



fuelle, para cada tipo de tratamiento, y para todos los tratamientos.⁹ Este cálculo del blindaje no es trivial, ya que no es un término fuente único, sino que hay múltiples puntos donde se generan neutrones con diferente intensidad y espectro energético.

En la memoria se aporta una descripción de los niveles de radiación ambiental que se espera encontrar dentro en la instalación, incluyendo datos de activación del equipo proporcionados por el fabricante. Para justificar los radionúclidos que se generan, se incluye información sobre las reacciones nucleares que producen la activación en: los componentes del equipo, los blindajes, el aire y el agua. Se realiza asimismo una estimación de la concentración de los radionúclidos producidos en aire tanto por el haz principal como por los neutrones secundarios, pudiéndose utilizar diversos modelos analíticos.^{8,10}

Con la información anterior se identifican los riesgos (irradiación y contaminación) asociados a las actividades de la instalación, y se estiman las dosis recibidas tanto por el personal de la propia instalación como por el de la empresa de asistencia técnica en la operación y mantenimiento del equipo, así como por el público; tanto debida a la irradiación, como a la contaminación interna por la inhalación.

Finalmente se identifican los incidentes y/o accidentes radiológicos que se consideran posibles en la instalación, tales como:

- puesta en marcha de un tratamiento estando una persona distinta del paciente en la sala de tratamiento,
- puesta en marcha del acelerador estando alguien en la sala del acelerador o del gantry,

- uso del acelerador por personal no autorizado,
- fuga de agua en los circuitos de refrigeración,
- incendio o accidente catastrófico.

Estos escenarios son contemplados posteriormente en el reglamento de funcionamiento y los planes de emergencia interna de la instalación.

3.1.3. Verificación de la instalación

En el proceso de puesta en funcionamiento de la instalación, se realizarán verificaciones pre-operacionales relacionadas con la seguridad y la protección radiológica, previas a la entrega de los equipos y de puesta en marcha de la instalación. La relación de los elementos a verificar en las pruebas pre-operacionales es:

- Equipo de protonterapia: se describen las pruebas que realiza el fabricante del equipo durante la puesta en funcionamiento del mismo.
- Sistemas de seguridad y protección radiológica, que tienen conexiones entre el equipo y los enclavamientos de los que dispone la instalación. Estos pueden incluir la seguridad del paciente, tanto mecánica (colisión) como en relación al tratamiento. Las verifica el titular.
- Resto de las verificaciones de la instalación (como detectores y blindajes): las ejecuta el titular.

En la memoria se describen las verificaciones que se van a llevar a cabo, especificando si el responsable de su ejecución es el titular o el suministrador del equipo.

Para la verificación de los sistemas, medios y equipos relacionados con la seguridad de la instalación, tales como enclavamientos, detectores de radiación y blindajes, se indica el responsable de su verificación, la periodicidad de ejecución y el procedimiento.

Los blindajes se verificarán una vez se haya aceptado el equipo y previo a la solicitud de inspección previa a la puesta en marcha, en las inspecciones del CSN previas a la puesta en funcionamiento del acelerador y, de forma rutinaria, durante el periodo de vida de la instalación. Asimismo, se describen otras medidas de la radiación neutrónica y gamma, con frecuencia diaria y anual, con detectores portátiles de la tasa de dosis, y medidas con dosímetros pasivos (termoluminiscencia y trazas). Se especifican los puntos de medida y se justifican en base al estudio de seguridad de los blindajes.

3.1.4. Reglamento de funcionamiento

Será preciso que el titular de la instalación disponga de un Servicio de Protección Radiológica (SPR) propio cuyo ámbito de aplicación incluya la instalación de protonterapia, por lo que es conveniente explicar cómo se dispondrá del SPR con este objetivo.

Debido a las particularidades de una instalación de protonterapia, con sus riesgos, sistemas de seguridad y normas de trabajo, la descripción de los diferentes grupos de profesionales que tendrán acceso, sus responsabilidades y sus permisos de acceso, deberán quedar claramente establecidos. Se deben contemplar situaciones no frecuentes como el acceso de una persona de mantenimiento a la sala del gantry, o la organización de visitas externas a la sala del acelerador.

Para prevenir los incidentes y accidentes, así como para minimizar sus efectos en caso de producirse, se establecen unas normas y procedimientos normalizados de trabajo. Es importante resaltar que, si la instalación de protonterapia pertenece a un centro que tiene otras instalaciones radiactivas, habrá que distinguir entre las normas generales de aplicación a todo el centro y las normas específicas de la instalación. Estas deberían considerar los siguientes aspectos:

- Normas de protección radiológica para el personal de mantenimiento del equipo de protonterapia.
- Normas de descontaminación.
- Control de los niveles de radiación y contaminación.

- Gestión de residuos radiactivos sólidos y líquidos.
- Vigilancia de la dosis ambiental con detectores de tasa de dosis.
- Funcionamiento de los botones de bloqueo y de búsqueda.
- Normas de acceso a la instalación.
- Proceso de transferencia del sistema entre el personal de mantenimiento de la empresa suministradora y el titular.

La clasificación del personal se efectúa en base a la estimación del riesgo realizada en el estudio de seguridad. En el procedimiento de asignación de dosis se contempla el uso del dosímetro para estimar la dosis efectiva, la dosimetría de extremidades (tipo anillo), el dosímetro operacional para estimar la dosis neutrónica, así como la dosimetría del personal externo al centro.

El personal perteneciente a la empresa que realice funciones de asistencia técnica o mantenimiento en la instalación deberá seguir unas normas, que deberán establecerse en un procedimiento. Éste deberá ser aprobado también por dicha empresa. Los trabajadores deberán tener un control dosimétrico similar al propio de la instalación, e informar de las lecturas al SPR.

3.1.5. Plan de emergencia

La estructura del plan de emergencia de una instalación de protonterapia no difiere del de una instalación de radioterapia convencional, destacando la información relativa a organización y la línea de autoridad, la identificación de situaciones de emergencia, los sistemas para la prevención de incidentes y accidentes y las actuaciones a seguir en caso de que se produzcan.¹¹ En cuanto a la notificación e informes sobre lo ocurrido se seguirá lo dispuesto en la Instrucción IS-18 del CSN.¹²

3.1.6. Previsión de clausura

Se realiza una estimación de los productos de activación al final de la vida prevista de la instalación, tanto del equipo como del hormigón del blindaje (con su volumen) y del suelo, y se describe la previsión de la gestión de los mismos, ya que tiene un impacto tanto radiológico como económico.^{8,13,14} Los isótopos más comunes, esperados en el equipo, son ⁶⁰Co, ⁶⁵Zn y ⁵⁴Mn, y los esperados, dominantes, en el hormigón son el ¹⁵²Eu y el ⁶⁰Co.

3.1.7. Cronograma de puesta en funcionamiento

La inclusión del cronograma de la instalación es fundamental para que el CSN tenga una previsión temporal del proceso de autorización y, en particular, de la fecha en que se precisa disponer de la resolución de funcionamiento, así como para poder programar las inspecciones. En este sentido, es de interés aportar las fechas previstas para la obra civil, la entrada e instalación de equipos, el comisionado técnico del equipo realizado por la empresa suministradora, las pruebas de aceptación y el comisionado clínico realizado por personal del centro; así como las fechas previstas para el primer haz de radiación en la instalación y del inicio de los tratamientos (véase el Cuadro 5). Debe considerarse que en función del equipo de protonterapia que se instale, algunos elementos pueden llegar activados por haberse probado en fábrica.

3.2. Procedimientos de protección radiológica

En la tabla 2 se incluye la relación de los procedimientos de protección radiológica que se aplican en la instalación de protonterapia de la CUN. Se clasifican según sean generales (aplicables a otras instalaciones de la Clínica), propios de la instalación de protontera-

pia, o del Servicio de Protección Radiológica. Los procedimientos del SPR pueden ser aplicables para toda la Clínica o específicos para protonterapia.¹⁵

3.3. Inspecciones del CSN a la instalación

Para la autorización de la instalación, el CSN realizó cuatro inspecciones en varias fases del proyecto para focalizarse en distintos aspectos según fue avanzando la fase pre-operacional, lo cual permitió una mayor fluidez del proceso de licenciamiento. A continuación, se describen los principales objetivos de cada inspección:

- La primera inspección (30/05/2019), coincidiendo con el principio del comisionado técnico, se centró en las dependencias, los equipos de medida de la radiación, la verificación de los sistemas de seguridad, la disponibilidad del contrato con empresas para el control dosimétrico personal y de extremidades de radiación gamma y para la radiación neutrónica, y sobre la persona responsable de la protección radiológica en la fase preoperacional.
- La segunda inspección (24/07/2019), además de revisar puntos ya inspeccionados en la ante-

Cuadro 5. Cronograma de la instalación de la CUN.

Cronograma de la puesta en funcionamiento de la instalación de la CUN a partir del acuerdo con Hitachi. El diseño de la instalación empezó antes del acuerdo, lo cual permitió presentar la solicitud de funcionamiento de la instalación e iniciar la obra civil pocos meses después del acuerdo. Además, se hizo una presentación de todo el proyecto en el CSN, lo cual permitió empezar a identificar aspectos de mejora, que el CSN solicitó posteriormente en una petición de información adicional.

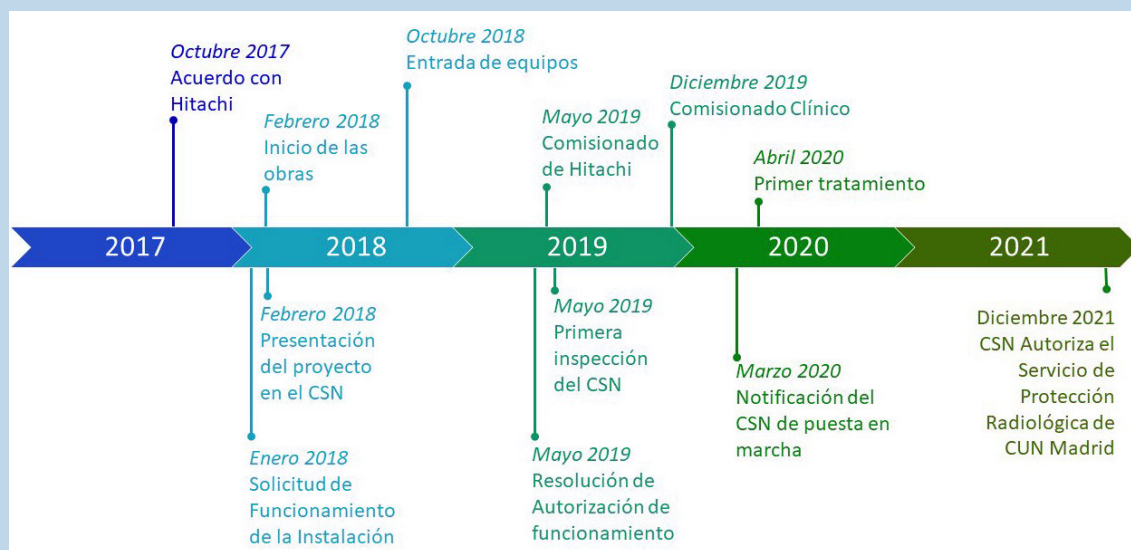


Tabla 2. Procedimientos de protección radiológica.

Procedimientos generales
<ul style="list-style-type: none"> • Contratación y traslado de personal profesionalmente expuesto • Programa de formación continuada en protección radiológica • Formación de personal no expuesto • Normas de actuación para personal expuesto a radiaciones ionizantes ante un embarazo y/o lactancia • Utilización del dosímetro personal • Indicadores de calidad en la dosimetría personal • Actuaciones a seguir ante la superación de un límite de dosis • Programa de calibración y verificación de detectores • Clasificación de zonas con riesgo radiológico • Descontaminación
Procedimientos de la instalación
<ul style="list-style-type: none"> • Transferencia de la operación del equipo de protonterapia entre el hospital y la empresa de asistencia y mantenimiento • Gestión de residuos y elementos radiactivos por activación y/o contaminación • Uso de los pulsadores de bloqueo o parada de haz. • Habilitación de un «área lista para haz» • Normas de acceso a la instalación de protonterapia • Aspectos generales de protección radiológica para el personal de Hitachi • Vaciado del pozo de almacenamiento de residuos líquidos • Cambio de resinas del sistema de refrigeración del equipo de protonterapia • Vigilancia radiológica con detectores de tasa de dosis ambiental • Normas de acceso al interior del gantry • Verificación de los sistemas de seguridad de la instalación de protonterapia • Normas a seguir en caso de avería del equipo de protonterapia
Procedimientos del SPR
<ul style="list-style-type: none"> • <i>Generales</i> <ul style="list-style-type: none"> – Gestión de procedimientos – Registro de trabajadores expuestos y gestión dosimétrica – Gestión dosimétrica de embarazos – Registro de detectores de radiación ionizante – Verificación de detectores de radiación – Verificación de elementos de Protección Radiológica en las instalaciones radiactivas – Gestión de residuos radiactivos por activación • <i>De la instalación</i> <ul style="list-style-type: none"> – Verificación de la instalación de protonterapia – Vigilancia radiológica ambiental con detectores pasivos en protonterapia – Verificación de los sistemas de seguridad de la instalación de protonterapia – Verificación de la integridad de los blindajes – Medida de niveles de radiación en protonterapia

rior visita, tuvo como objetivo principal presenciar una prueba preoperacional del equipo; incluyéndose diversas irradiaciones y registrándose los niveles de tasa de dosis en distintos puntos de la instalación. Se verificaron además aspectos de la vigilancia radiológica ambiental y personal que se llevaba a cabo en la instalación.

- En la tercera inspección (29/09/2019) se realizaron pruebas pre-operacionales, en particular se

verificaron los sistemas de seguridad, probándose con y sin haz. Además, se llevó a cabo una revisión del equipamiento de radioprotección y de aspectos habituales relacionados con el personal de la instalación y la documentación de la misma.

- La cuarta inspección (28/01/2020) fue la previa a la notificación de puesta en marcha de la instalación. En ella se inspeccionaron aspectos

generales de la instalación, las dependencias, equipos de radioprotección, niveles de radiación, sistemas de seguridad, personal de la instalación (con especial énfasis en su formación y dosimetría) y documentación necesaria en la misma.

4. Discusión

En el diseño de una instalación de protonterapia deben considerarse muchos aspectos, no solo relacionados con la ubicación y el entorno, o dependientes del modelo del equipo de protonterapia (compacto o expandible), o de la actividad a desarrollar (asistencial, docente y/o investigadora), sino que hay que cumplir determinados requisitos de protección radiológica, tanto técnicos como administrativos.^{2,3,4} Desde el aspecto práctico de la protección radiológica se deberán valorar e implementar, entre otros, los siguientes elementos: los blindajes, el sistema de ventilación, el sistema de monitorización de la radiación ambiental y los enclavamientos de seguridad. El objetivo final es garantizar la protección radiológica tanto del personal que trabaja en la instalación, como del público y de los pacientes. En la literatura hay documentos generales que abordan aspectos relacionados con el diseño y la protección radiológica de la instalación.^{8,10,16} Todo ello debe quedar reflejado en la documentación que acompaña a la solicitud de funcionamiento de la instalación radiactiva. Desde el punto de vista de la protección radiológica, la singularidad y complejidad de una instalación dedicada a la protonterapia, en comparación con una instalación de radioterapia con un acelerador lineal, hace que la documentación a presentar deba incluir un contenido temático, y unos procedimientos asociados, de elaboración más compleja, no habiendo en la actualidad una guía para ello a diferencia del caso de un acelerador lineal.¹⁷

En este trabajo se ha presentado un estudio retrospectivo del proceso de autorización de una instalación de protonterapia, que lleva ya tres años de funcionamiento. Este estudio pretende ser una herramienta útil para elaborar la memoria de solicitud de autorización de funcionamiento de las instalaciones de protonterapia; siendo de especial interés en el contexto actual en el que se van a poner en funcionamiento varias instalaciones con estas características en España. A continuación, se han ilustrado algunos aspectos prácticos y diferenciadores de estas instalaciones, con datos concretos de nuestro centro.

En este proceso, es importante elaborar una documentación de calidad, no solo de cara al licenciamiento, sino al funcionamiento diario de la instalación; en ese caso son cruciales el reglamento de funcionamiento, y, más concretamente los procedimientos.

A causa de la complejidad de la instalación, en el proceso de autorización es probable que haya información adicional enviada o requerida por el CSN. Esto hace que sea especialmente importante unificar y estandarizar la información contenida en la memoria; para facilitar la tarea del organismo regulador y agilizar los procesos administrativos.

En relación a los procedimientos, estos deben contemplar todos los aspectos operacionales de la instalación. Este apartado se ha ilustrado con la relación de los procedimientos implementados, a día de hoy, en nuestro centro, la cual puede servir de ejemplo de los temas que han sido precisos cubrir. Sin embargo, no se considera un tema cerrado. El profesional de la protección radiológica es conocedor de que los procedimientos están “vivos” y que, por lo tanto, se modifican y adaptan a las circunstancias, necesidades y al conocimiento existente en cada momento. Esto, que aplica a todas las instalaciones radiactivas, ha sido aún más evidente en el caso de la puesta en marcha de la instalación de protonterapia, debido a lo novedoso y complejo del proceso. Así, los procedimientos han ido adaptándose a lo largo del periodo de autorización y de los primeros meses de funcionamiento, estando aún a día de hoy algunos en proceso de revisión para su perfeccionamiento.

El sistema de vigilancia radiológica ambiental de nuestro centro está formado por cuatro estaciones que permiten la medida de las tasas de dosis debidas a radiación gamma y neutrónica en las diferentes dependencias con interés radiológico; cubriendo zonas similares a otras instalaciones.¹⁸ Cada estación consta además de un monitor y un indicador de alarma luminosa. Es importante que el detector de neutrones sea de rango extendido, permitiendo así detectar neutrones con la energía máxima de 230 MeV producidos en la instalación.

Los sistemas de seguridad de nuestro centro son similares a los existentes en otras instalaciones de protonterapia.¹⁹ Están formados por distintos tipos de pulsadores y enclavamientos de puertas. En cuanto a su diseño, si bien los pulsadores de emergencia los puede determinar el suministrador del equipo, dado que pueden actuar sobre distintos subsistemas del mismo en función de su localización, los pulsadores de búsqueda están determinados por el diseño final de las salas y, por lo tanto, dependen del criterio del responsable del diseño de la protección radiológica de la instalación. La localización de todos estos sistemas deberá justificarse en la memoria.

La monitorización de la tasa de dosis de los posibles efluentes de la instalación permite garantizar que éstos están, al menos, por debajo de los valores establecidos, en relación a la concentración y a la tasa de dosis producida.

En relación a la concentración de ^{41}Ar en el aire de las salas, estudios previos en instalaciones de protonterapia han mostrado, empleando detectores tipo burbuja, que está por debajo de los límites recomendados/permitidos.²⁰ Asimismo, las dosis estimadas por cálculos de Monte Carlo o métodos analíticos son también inferiores, especialmente si se considera la ventilación de las salas.²¹

En el agua activada, la tasa de dosis debida los radionúclidos ^{14}O , ^{15}O , ^{13}N y el ^{11}C decrece rápidamente y se puede despreciar para estos cálculos. También se producen ^{18}F y ^7Be , cuya acumulación sí produce tasa de dosis en la resina de intercambio iónico de los circuitos de refrigeración. Pero, mientras que las tasas debidas al ^{18}F son despreciables transcurrido un día de la retirada de la resina, dado su corto periodo de decaimiento, la componente debida al ^7Be no desaparece hasta transcurridos 2-3 años. Para la identificación de estos emisores gamma resulta útil disponer de un espectrómetro. Finalmente, también hay presencia de ^3H en el agua, que es emisor beta y se acumula debido a su largo periodo de semidesintegración (12.3 años). Por ello sus concentraciones deben ser medias periódicamente.⁸ En nuestra instalación, la tasa de dosis medida con un detector de irradiación situado en el centro del depósito de residuos líquidos es equivalente a fondo ambiental; y las medidas de concentración de ^3H en los circuitos de refrigeración, realizadas en un laboratorio externo, muestran valores inferiores al límite de detección (≈ 3 Bq/L) tras 3 años de funcionamiento de la instalación.

La previsión del desmantelamiento y clausura de la instalación de protonterapia es de especial interés debido a la activación tanto del equipo como del blindaje. La planificación y el diseño de la instalación puede tener en cuenta el futuro desmantelamiento de la instalación, con una selección de los materiales que permitan reducir la activación, especialmente en profundidad.¹⁶ Un estudio sobre los distintos tipos de hormigón concluye que, desde el punto de vista de la activación, los hormigones más recomendables son aquellos con menor contenido de impurezas susceptibles de activarse y generar residuos, mientras que desde el punto de vista de la atenuación, los hormigones de alta densidad (con magnetita) o con alto contenido en hidrógeno (con colemanita) son más eficientes, siendo el hormigón convencional tipo Portland el que tiene un comportamiento intermedio en la activación y atenuación, y su coste de puesta en obra es más rentable que el de los hormigones especiales.²¹

Los plazos de la puesta en funcionamiento de la instalación de la CUN fueron aproximadamente de un año desde la firma del acuerdo hasta que empezó la entrada del equipo, y otro año hasta el inicio del comi-

enado clínico. El establecimiento de un diagrama de tiempos preciso de la puesta en funcionamiento resultó importante desde el punto de vista de la construcción de la instalación, ya que ésta debe estar lista para el momento de la entrada del equipo; teniendo en cuenta que todos los aspectos relacionados con la protección radiológica de la instalación también deben estar terminados antes de que el equipo empiece a generar haz. Asimismo, el cronograma permitió escalar y focalizar las inspecciones del CSN en diferentes aspectos según fue avanzando el proceso de puesta en funcionamiento de la instalación, tal como recomienda el documento TECDOC-1981 de la IAEA, que proporciona una guía sobre la metodología para la autorización e inspección de una instalación de radioterapia con aceleradores de iones, como los protones.¹⁶

La resolución de autorización de funcionamiento de la instalación contempla diversas especificaciones propias de una instalación de protonterapia, además de las genéricas de las instalaciones de radioterapia contempladas en la Instrucción IS-28 del CSN.²²

La experiencia de la puesta en funcionamiento del equipo de protonterapia de nuestro centro se particulariza en un sistema fabricado por Hitachi que dispone de un gantry, expandible a dos. Esto no supone una limitación de la utilidad de la guía desarrollada en este estudio, dado que la problemática de la protección radiológica es la misma, aunque los equipos de protonterapia sean distintos. Así, diferentes aspectos ilustrados se han comparado con instalaciones que disponen de otros equipos de protonterapia.^{18,19}

5. Conclusión

La revisión de la documentación aportada para la autorización de funcionamiento de la instalación radiactiva de segunda categoría dedicada a la protonterapia de la CUN ha permitido proponer un documento guía que podrá ser empleado como base para la preparación de la documentación requerida en la solicitud de autorización de funcionamiento de las instalaciones de protonterapia que se podrán en marcha en los próximos años en España. Se aporta la relación procedimientos de protección radiológica que se aplican en dicha instalación y se ha ilustrado con datos del equipo, las dependencias, los equipos de medida de la radiación, así como con la disposición de diversos enclavamientos y dispositivos de seguridad. Se analiza también la línea de tiempo del proceso de autorización, que duró 27 meses desde el envío de la solicitud de funcionamiento, un mes antes del inicio de las obras, hasta la notificación del CSN autorizando la puesta en marcha.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflicto de intereses.

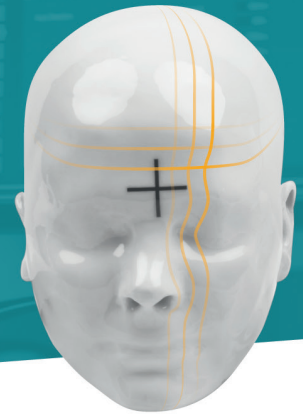
Referencias

- Newhauser WD, Zhang R. The physics of proton therapy, *Phys Med Biol.* 2015 21; 60(8):R155-209. doi: 10.1088/0031-9155/60/8/R155.
- Real Decreto 1836/1999, de 3 de diciembre, por el que se aprueba el Reglamento sobre instalaciones nucleares y radiactivas. Ministerio de Industria y Energía «BOE» núm. 313, de 31 de diciembre de 1999 Referencia: BOE-A-1999-24924. Última actualización publicada el 26/03/2015.
- Consejo de Seguridad Nuclear. Documentación técnica para solicitar autorización de construcción y puesta en marcha de las instalaciones de radioterapia. Guía de Seguridad 05-05, Madrid: Consejo de Seguridad Nuclear;1998.
- Real Decreto 1029/2022, de 20 de diciembre, por el que se aprueba el Reglamento sobre protección de la salud contra los riesgos derivados de la exposición a las radiaciones ionizantes. Ministerio de la Presidencia, Relaciones con las Cortes y Memoria Democrática. BOE 305: 178672- 178732.
- Resolución de adjudicación del contrato de suministro de un equipo de protonterapia para el Hospital Universitario Marqués de Valdecilla (HUMV) PA SCS 2022/3 <https://contrataciondelestado.es/wps/wcm/connect/36ad6832-99a6-444c-899c-f22225e2221d/DOC20220726105253Resolucion+adjudicacion.pdf?MOD=AJPERES> (accedido 19/11/2022).
- Resolución de 2 de junio de 2022, de la Secretaría de Estado de Sanidad, por la que se publica Adenda de modificación del Convenio con las Comunidades Autónomas de País Vasco, Cataluña, Galicia, Andalucía, Valenciana, Canarias y Madrid, y la Fundación Amancio Ortega Gaona, para la colaboración en la implantación de la protonterapia en el Sistema Nacional de Salud. Boletín Oficial del Estado, Núm. 136 miércoles 8 de junio de 2022 Sec. III. pp. 78714-78717.
- Azcona JD, Aguilar B, Perales A, et al. Commissioning of a synchrotron-based proton beam therapy system for use with a Monte Carlo treatment planning system. *Radiat. Phys. Chem.* 2023, 204:110708. doi: 10.1016/j.radphyschem.2022.110708.
- Particle Therapy Co-Operative Group. Shielding Design and Radiation Safety of Charged Particle Therapy Facilities. PTCOG Report 1. 2010.
- Pérez Mulas A. Cálculo de blindajes en una instalación de protonterapia. In: Martí Climent JM and Morán Velasco V editores. Protección radiológica en una instalación de protonterapia. Pamplona: Ediciones Universidad de Navarra, SA (EUNSA);2022. p. 169-187.
- International Commission on Radiological Protection, Radiological protection in ion beam radiotherapy. ICRP Publication 127. Ann. ICRP 49(1). 2014.
- Consejo de Seguridad Nuclear. Plan de Emergencia Interior en instalaciones radiactivas. Guía de Seguridad 7.10. Madrid: Consejo de Seguridad Nuclear;2009.
- Consejo de Seguridad Nuclear, Instrucción IS-18 sobre notificación de sucesos e incidentes radiológicos. BOE n.º 92, de 16 de abril de 2008.
- European Commission, Evaluation of the radiological and economic consequences of decommissioning particle accelerators, EUR 19151, 1999, Luxemburgo.
- M. Sonck, N. Buls, A. Hermanne and G. Eggermont, Radiological and Economic Impact of Decommissioning Charged Particle Accelerators, Proceedings of the 10th International Congress of the International Radiation Protection Association on harmonization of radiation, human life and the ecosystem. Hiroshima (Japan); 14-19 May 2000. No. P-5-315.
- Soria L, Morán V, Martínez-Francis E. Protección radiológica operacional II. In: Martí Climent JM and Morán Velasco V editores. Protección radiológica en una instalación de protonterapia. Pamplona: Ediciones Universidad de Navarra, SA (EUNSA);2022. p. 147-168.
- International Atomic Energy Agency, Regulatory control and the safety of ion radiotherapy facilities. IAEA-TECDOC-1891, Viena: International Atomic Energy Agency; 2020.
- Consejo de Seguridad Nuclear. Circular informativa nº 02/2022 sobre formato y contenido estándar de la solicitud de aceleradores lineales de electrones de uso médico. Anexo 1: Formato y contenido estándar de la solicitud de aceleradores lineales de electrones de uso médico. Versión 2. CSN/C/DPR/TGE/22/28 y CSN/SRO/CIRCULAR-2/2022. Madrid: Consejo de Seguridad Nuclear; 2022.
- Newhauser WD, Ding X, Giragosian D, Nill S, Titt U. Neutron radiation area monitoring system for proton therapy facilities. *Radiat. Prot. Dosim.* 2005; 115(1):149–53. doi: 10.1093/rpd/nci127.
- Pelliccioni M. Radiation protection at hadron therapy facilities. *Radiat. Prot. Dosim.* 2011; 146(4):407–13. doi: 10.1093/rpd/ncr242.
- Mukherjee B, Ding X, Hentscher R. Estimation of the air activation in the treatment rooms of proton therapy cyclotrons. 2013: PTOG 52. Conference: 52nd Annual Conference of the Particle Therapy Co-Operative Group-PTCOG. www.researchgate.net/publication/263426837_Estimation_of_the_air_activation_in_the_treatment_rooms_of_proton_therapy_cyclotrons/link/0046353ad0d6ca5eb9000000/download (accedido 02/05/2023).
- García Fernández GF. Contribuciones a la protección radiológica operacional y la dosimetría de neutrones en centros compactos de protonterapia. Tesis Doctoral. 2022. Madrid: Universidad Politécnica de Madrid; 2022. doi: 10.20868/UPM.thesis.72253.
- Consejo de Seguridad Nuclear, Instrucción IS-28 sobre las especificaciones de funcionamiento de instalaciones radiactivas. BOE nº 246 de 11 de octubre de 2010.

Control de Calidad en radioterapia de RTsafe



RTsafe ha desarrollado **innovadores maniqués antropomórficos** y **servicios de evaluación externa** para control de calidad y validación End-to-End de procesos y planes de tratamiento de alta precisión.



Maniquí Prime

Ampliando el alcance del control de calidad.

- ⦿ Maniquí antropomórfico a partir de datos anatómicos.
- ⦿ Construido mediante impresión 3D de alta precisión.
- ⦿ Reproduce con fidelidad estructuras y densidades de la anatomía humana.
- ⦿ Permite medidas dosimétricas puntuales, 2D con película radiocrómica y 3D con geles dosimétricos.
- ⦿ Ideal para verificaciones End-to-End.



Maniquí PseudoPatient®

Verifica la seguridad del paciente durante la radioterapia.

- ⦿ Verificación pretratamiento en pacientes de radiocirugía.
- ⦿ Réplica anatómica de la cabeza del paciente.
- ⦿ Construido con los datos de TC del paciente.
- ⦿ Impresión 3D de alta precisión.
- ⦿ Posibilidad de rellenar todo el volumen cerebral de gel 3D para un análisis sin limitaciones.

Distribuido en España por



Rastreo del movimiento respiratorio por medio de un sistema óptico

Tracking of respiratory movement by means of an optical system

Benigno Barbés Fernández^{1*}, Tomás Muñoz Santoro², Javier Burguete Mas²

¹ Clínica Universidad de Navarra.

² Universidad de Navarra, Facultad de Ciencias.

Fecha de Recepción: 27/02/2023 - Fecha de Aceptación: 07/07/2023

Se ha desarrollado un prototipo de rastreo del movimiento respiratorio de pacientes durante la toma de imágenes tomográficas en la planificación del tratamiento de radioterapia. El sistema se basa en cámaras de vídeo que toman imágenes del paciente y un programa que analiza las imágenes a tiempo real para calcular el movimiento de uno o varios puntos sobre la superficie del paciente. Se ha estudiado la exactitud del rastreo del movimiento y se han comparado los resultados con los de un sistema comercial. Los resultados indican que la exactitud del sistema en la medida de desplazamientos es menor de 1 mm y la exactitud en la respuesta temporal menor de 0.1 s, suficientes para rastrear movimientos respiratorios.

Palabras clave: Radioterapia guiada por superficie, TC 4D, rastreo respiratorio.

A prototype for tracking the respiratory movement during patients treatment planning tomographic images has been developed. The method is based on video images of the patient: a program analyses the images in real time and calculates the trajectories of one or more points on the patient's surface. The accuracy of motion tracking has been studied and the results have been compared with those of a commercial system. The measurements showed that the prototype measures with enough spatial (1 mm) and temporal (0.1 s) accuracy to track respiratory movements.

Key words: SGRT, 4DCT, respiratory tracking.

Introducción

En los últimos años están apareciendo nuevas tecnologías para el posicionamiento y la gestión del movimiento del paciente durante el tratamiento de radioterapia. Destacan algunas que se suelen denominar radioterapia guiada por superficie (*Surface Guided Radiotherapy*, SGRT). Son mínimamente invasivas, de respuesta rápida, y no emplean radiaciones ionizantes, lo que las hace especialmente útiles para posicionamiento y rastreo en tiempo real de pacientes, alertando a los operadores o anulando el haz cuando el movimiento esté comprometiendo la eficacia del tratamiento.¹⁻⁴ Existen actualmente conjuntos de recomendaciones sobre estas técnicas tanto de la American Association of Physicists in Medicine (AAPM)^{5,6} como de la SEFM.⁷

La principal limitación de la SGRT es que habitualmente no se puede asegurar la posición de los tejidos internos (zonas a tratar y órganos de riesgo) a través de puntos de la superficie externa del paciente,⁵ y que con frecuencia las trayectorias de puntos sobre la superficie del paciente pueden no ser un buen subrogado del movimiento de los tejidos que reciben más dosis de radiación. Por ejemplo, el movimiento del contorno de una persona tiene poca correlación con el cambio de posición de la próstata,^{8,9} y no siempre tiene correlación con los movimientos internos de los tejidos en tórax y abdomen. Además, algunos tumores pueden deformarse durante el curso de una sesión de radioterapia.¹⁰⁻¹²

El Capítulo 9 de las recomendaciones para el control de calidad de equipos y técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT) de la SEFM¹³ remarca que es de vital importancia tener en cuenta la respiración

*Correspondencia: bbarbes@unav.es

<https://doi.org/10.37004/sefm/2023.24.2.002>

para tumores situados en tórax y, en menor medida, en cavidad pélvica. Los sistemas de SGRT han demostrado ser una herramienta eficaz para la obtención de tomografía computarizada (TC) 4D y tratamientos con sincronización (*gating*) del haz con la respiración, tanto libre¹⁴⁻¹⁶ como mantenida o DIBH (*Deep Inspiration Breath Hold*).¹⁷⁻²⁰

Los autores habían trabajado anteriormente en un sistema óptico de seguimiento de puntos en el espacio a través de su imagen en dos cámaras de luz visible.²¹ Este sistema fue empleado para medir el movimiento intrafracción de pacientes durante los tratamientos de radioterapia, y están en desarrollo aplicaciones en otros campos de la medicina.²²

En el presente trabajo, se ha empleado la misma base para desarrollar un nuevo prototipo de control de movimiento respiratorio, que pueda servir para la realización de TC 4D y tratamientos en DIBH. Para ello, se plantearon los siguientes objetivos:

- Validar la exactitud del sistema en una nueva sala que, por su geometría y su sensibilidad a las vibraciones, tiene unas condiciones especialmente adversas para el funcionamiento del algoritmo.
- Desarrollar un maniquí móvil para comprobar la exactitud del sistema para posiciones fijas y móviles de puntos en el espacio.
- Mejorar el *software* para aumentar la exactitud en la medida de movimientos rápidos, corrigiendo la falta de sincronía de las cámaras.
- Validar la respuesta temporal del sistema y compararla con la de un sistema comercial para movimientos periódicos.

Material y métodos

Algoritmo e instalación

Como se ha descrito anteriormente,²¹ el sistema requiere dos cámaras con una óptica que reduzca aberraciones. En nuestro prototipo las cámaras empleadas fueron MediaWave Varifocal 27X (1/4" CC, 752 × 582 px, Qualiano, Italy). La señal analógica se conecta a una tarjeta capturadora DGF/MC4/PCIe (The Imaging Source, Bremen, Germany) de cuatro canales no entrelazados, es decir, que puede operar cuatro canales simultáneamente. La tarjeta se controla con un ordenador estándar (AMD A8-7650K Radeon R7, 3.30GHz, 8Gb RAM). El conjunto permite obtener imágenes de 704 × 576 píxeles a una velocidad máxima de 30 imágenes por segundo (fps), por cada uno de los canales; lógicamente, el procesado a tiempo real de las imágenes disminuye esa tasa a unas 10-20 fps. Los programas se implementaron en MatLab 2016b (The MathWorks Inc., Natick, MA). Todo está disponible en código abierto para quien lo solicite a los autores.

Básicamente, el algoritmo resuelve²¹ el sistema de ecuaciones para pasar de dos coordenadas en cada imagen (x_1, y_1, x_2, y_2) a un punto (u, v, w) en el espacio real, que es la intersección de tres planos, como se describe en la fig. 1. El problema tiene cuatro soluciones posibles, teóricamente idénticas, pero solo dos de ellas tienen baja incertidumbre. En cada iteración se calculan ambas, se toma el promedio como solución, y se calcula la diferencia entre ambas. Cuando ésta supera 1 mm (unas tres veces la desviación estándar de

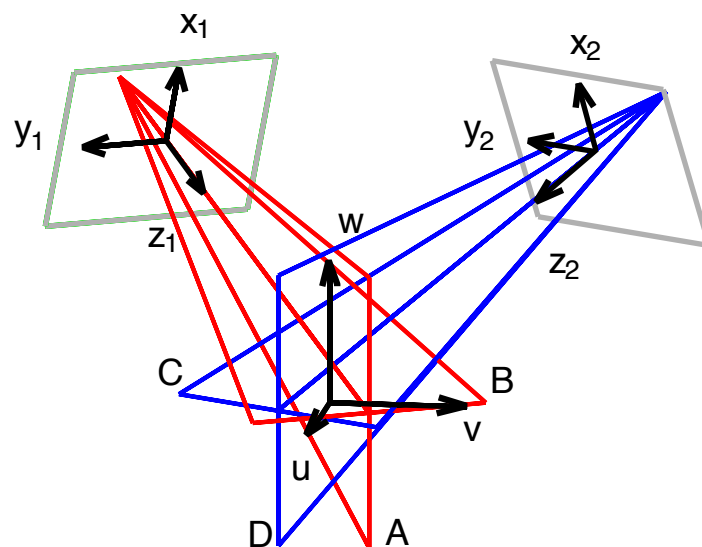


Fig. 1. Explicación gráfica del algoritmo. Se definen los planos A, B, C y D que pasan por los puntos (x_1, y_1) y (x_2, y_2) . La intersección de cualesquiera tres de esos planos define el punto (u, v, w) . En el ejemplo del dibujo, solo las intersecciones ABD y ACD tienen baja incertidumbre.

las diferencias habituales), se considera que el sistema está dejando de ser fiable, y el programa avisa de que conviene hacer una calibración, como se explicará más adelante.

Para definir con precisión el punto (u, v, w) , las coordenadas (x_1, y_1, x_2, y_2) deben conocerse con exactitud. La resolución de la imagen (752×582) no es suficiente, por lo que se realiza una interpolación de escala de grises en la zona cercana al punto para encontrar un centro preciso. Por otra parte, es preciso hacer una corrección por *software* de las imperfecciones ópticas de las cámaras. La exactitud de los resultados finales corroborará la validez de dichas correcciones.

Con el fin de calibrar el sistema, es decir, obtener las matrices de paso de la transformación (x_1, y_1, x_2, y_2) a (u, v, w) , se emplea un maniquí tridimensional con seis puntos de posiciones conocidas (fig. 2), que se sitúa en la zona 1-2 de la fig. 5: no requiere un posicionado preciso. El proceso es automático: el programa localiza automáticamente los puntos en las imágenes y obtiene las matrices de paso. Para ello, los puntos de calibración del maniquí se rodean con una circunferencia. El programa detecta las zonas de la imagen más semejantes al patrón de la circunferencia, y en ellas busca el punto de calibración tal y como se ve en este [vídeo](#). Como comprobación, realiza la operación inversa para asegurar que calcula la posición de los puntos con un error menor de 0.2 mm: en caso contrario, no acepta el calibrado. Como el enfoque y la ampliación de las cámaras se mantienen fijas, el calibrado solo cambiará si se mueven estas. Aunque el calibrado no depende de la intensidad de la luz, la detección automática se ve favorecida por una buena iluminación.

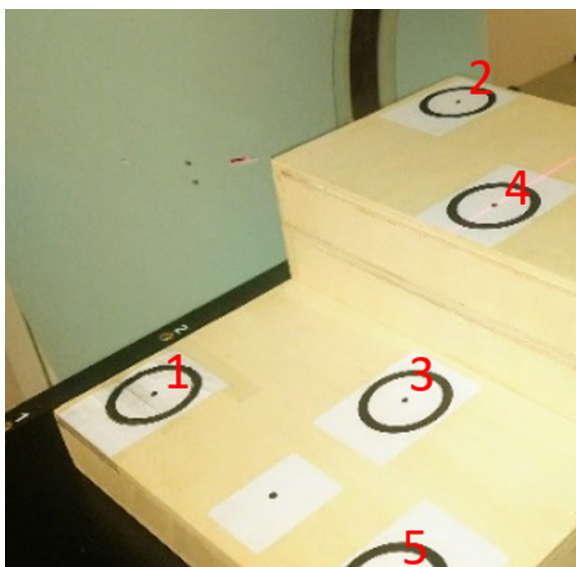


Fig. 2. Maniquí de calibración, con los seis puntos de posiciones fijas.

Las cámaras se colocaron en una sala de TC. Las paredes plomadas y el techo son falsos y vibran mucho al abrir y cerrar las puertas. Como fijar las cámaras al techo de obra supondría un coste alto, se optó por fijarlas a un paño de techo hecho de escayola, que no es suficientemente fijo: por ello, es preciso calibrar el sistema cada vez que se usa, lo que lleva alrededor de dos minutos. Además, el ángulo de las cámaras entre sí y con la horizontal dista de ser el óptimo (45°), con la consiguiente pérdida de precisión del algoritmo. Como se está empleando el sistema en unas condiciones bastante desfavorables, los resultados serán una buena muestra de su robustez.

El algoritmo supone que las dos imágenes que se adquieren para calcular la posición del punto son simultáneas. Sin embargo, hemos observado que no es posible garantizarlo con los medios que tenemos. Con el fin de paliar el problema, se ideó un sistema de sincronización de imágenes por *software*. Para cada pareja de imágenes, el programa almacena el tiempo y la posición de la más temprana, e interpola la posición del punto en la otra cámara para estimar dónde estaría en ese instante.

Se muestra un ejemplo de funcionamiento en este [vídeo](#).

Medidas con maniquí

La validación del sistema requería el uso de un maniquí que realizara movimientos unidimensionales con exactitud. Se construyó uno basado en un motor

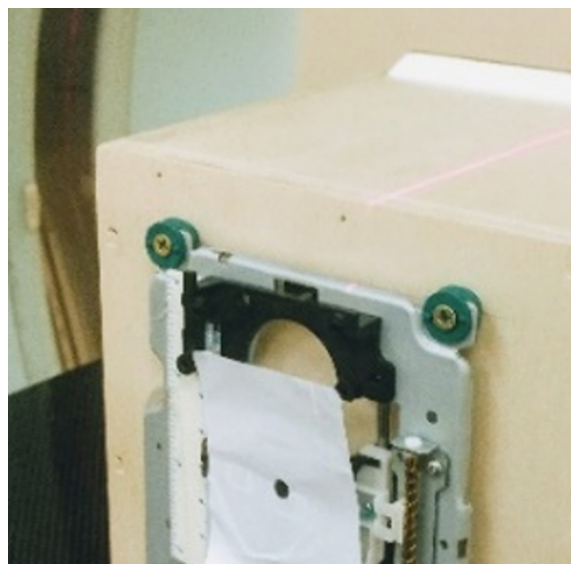


Fig. 3. Maniquí para movimientos. Se aprecia el mecanismo de un lector de DVD con una etiqueta en la parte móvil. El Arduino y el resto de componentes electrónicos quedan dentro de la caja de madera.

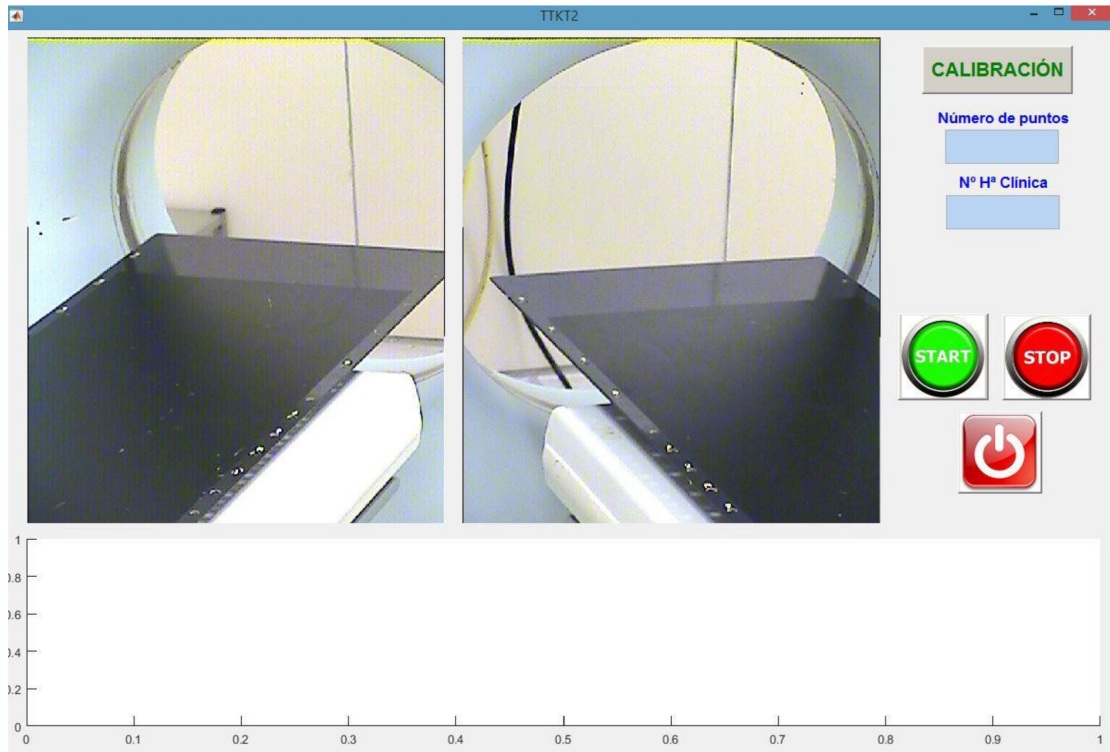


Fig. 4. Interfaz del programa de rastreo.

de lector de DVD, controlando los movimientos con un *Arduino One* (BCMI LABS LLC, MA, USA). El *Arduino* alimenta un motor paso a paso que mueve un tornillo sin fin, que a su vez desplaza la pieza móvil del maniquí (fig. 3). Para medir su exactitud geométrica, se empleó un medidor digital *Digimatic Indicator*

ID-C150XB (Mitutoyo, Kawasaki, Japón), con una precisión de 0.001 mm.

Se programó el maniquí para realizar desplazamientos fijos de amplitud conocida y se utilizó el sistema de este trabajo para medir desplazamientos de un solo punto. Situando el maniquí en distintas zonas de la

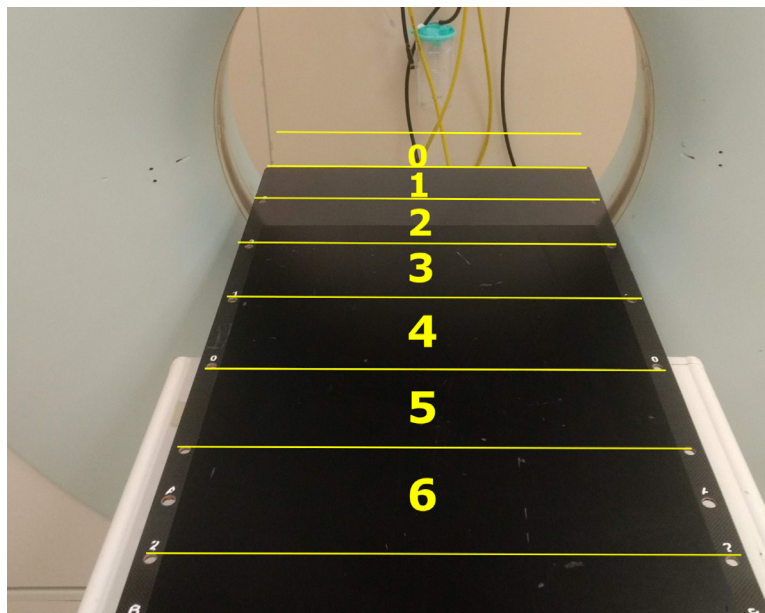


Fig. 5. Distribución de zonas de la mesa. 0 es la zona de toma de imagen del TC, y 1 es la zona donde se ha colocado el maniquí de calibración.

mesa del TC, y apoyándolo sobre sus distintas caras, se realizaron medidas del movimiento del punto en las tres direcciones del espacio.

La respuesta del sistema a puntos en movimiento y la exactitud temporal se estudió con el mismo maniquí, programándolo para realizar movimientos lineales de amplitud sinusoidal. Las amplitudes estudiadas fueron de 1, 2 y 3 cm; y los periodos de 3, 4, 6 y 12 ciclos por minuto. Todos ellos representativos del movimiento respiratorio de una persona tumbada.

Por último, se realizó una comparación con los resultados del sistema comercial *Sentinel* (C-RAD Positioning AB, Uppsala, Suecia) siguiendo el movimiento de un maniquí comercial (Dynamic Thorax Phantom, model 008A, CIRS, Norfolk, VA, USA) al que se le añadió una tabla al émbolo vertical que permitiera el rastreo con Sentinel y con el dispositivo experimental.

Alcance del programa

El programa, cuya interfaz mostramos en la fig. 4, localiza en las imágenes una o varias referencias, que pueden ser puntos pintados sobre un esparadrapo hipoalérgico, o lunares circulares del paciente. De ellas obtiene la posición 3D de esos puntos. El sistema calcula el promedio de los diez segundos iniciales y lo toma como origen de los movimientos respiratorios posteriores. En cada instante se obtienen las tres coordenadas espaciales, de modo que se puede tomar como subrogado de la respiración el movimiento antero-posterior, o una composición de éste con pies-cabeza, o el módulo del vector desplazamiento en las tres dimensiones. Hemos optado por la primera opción, para que no interfiera con el movimiento de la mesa del TC. En posteriores implementaciones, se podría rastrear también el movimiento de la mesa para corregirlo.

La velocidad de muestreo del sistema oscila entre 15 y 22 fps, dependiendo también del número de puntos que se quiera seguir. Se muestran por pantalla imágenes reales solo cada cinco fotogramas, porque es el proceso que más tiempo consume.

Con la configuración de aumento de las cámaras que se empleó en este, la zona de medida (es decir, la zona que se ve con ambas cámaras) es del orden de $100 \times 100 \times 120 \text{ cm}^3$.

Resultados

Comprobación del maniquí

Se realizaron cuatro conjuntos de diez medidas de desplazamientos del maniquí construido, utilizando el medidor digital. Se compararon estas con las calcula-

das según la medida del paso del tornillo sin fin que mueve el motor. Obtuvimos un rango de diferencias por debajo de 0.02 mm, con una desviación estándar de 0.005 mm. En cualquier caso, podemos garantizar una precisión geométrica mucho mejor de 0.1 mm, que es la que necesitamos para la comprobación de nuestro prototipo.

Medidas de desplazamientos

Una vez garantizada la precisión geométrica de sus movimientos, se programó el maniquí construido para realizar desplazamientos lineales de 4.8 mm, en diferentes direcciones del espacio, y distintas posiciones sobre la mesa del TC. Se realizaron medidas en distintos días y con diferentes calibraciones, que registraron más de 5000 desplazamientos individuales. En cada conjunto de medidas, el sistema desarrollado por nosotros captó y almacenó la trayectoria seguida por las dos soluciones del algoritmo. Analizándolas, se obtuvo el desplazamiento medido por el sistema óptico, la diferencia entre la medida y el desplazamiento real, y la diferencia instantánea entre las dos soluciones del algoritmo. Además, se almacenó la dirección del desplazamiento, y la zona de la mesa del TC en la que se había situado el maniquí (fig. 5).

Solo se aceptaron las medidas en las que el 97% del tiempo la diferencia entre las dos soluciones buenas del algoritmo fuera menor que 1 mm. La media de ese valor entre las medidas admitidas fue de 0.29 ± 0.27 (1σ) mm.

En la fig. 6 se presentan los errores (diferencia entre el desplazamiento real y el medido con el sistema) de las medidas aceptadas para todas las direcciones del espacio. En vista de la dispersión de los datos hemos optado por una representación tipo violin plot, en la que la anchura de las manchas es una medida de la densidad de puntos.

Medidas con movimiento

Como se ha mencionado anteriormente, el algoritmo que empleamos exige que los pares de imágenes, a partir de los que se calcula la posición real, estén sincronizados. Esa sincronización de imágenes no afecta cuando se calcula la posición de puntos fijos, pero es necesario comprobar la exactitud del sistema cuando sigue puntos en movimiento. Utilizaremos la misma medida para estimar la exactitud temporal del sistema.

Se programó el maniquí construido para seguir movimientos sinusoidales, en la dirección AP, de amplitud y frecuencia conocida. Se empleó el sistema de este trabajo para rastrear la trayectoria. Los puntos obtenidos se ajustaron bien a una función seno, de la

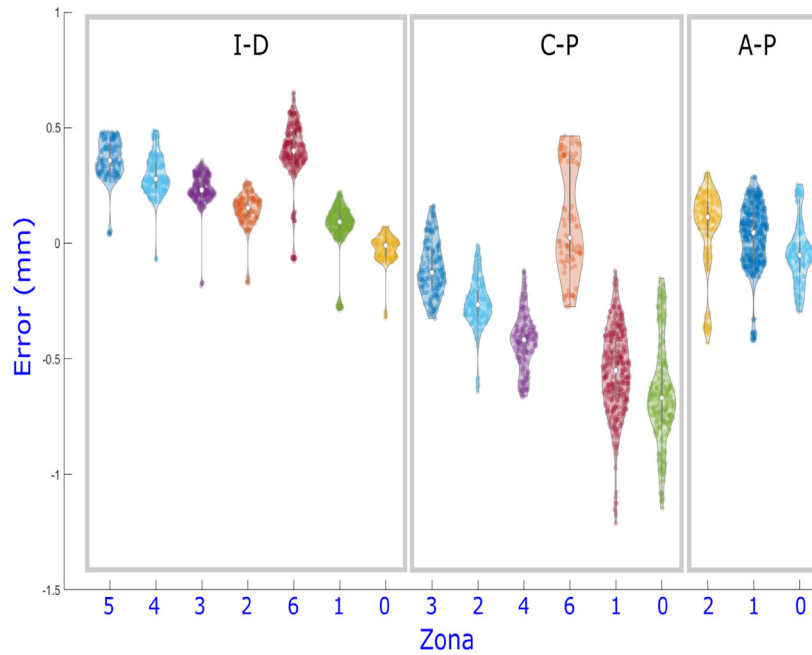


Fig. 6. Distribución de los errores en las direcciones izquierda-derecha (I-D), cabeza-pies (C-P) y anterior-posterior (A-P) en función de la zona en que se sitúa el maniquí (ver fig. 5).

que se obtuvo la amplitud y la frecuencia, para compararlas con las de la trayectoria real.

La diferencia entre las frecuencias detectadas y las reales estuvieron siempre por debajo de la precisión temporal del maniquí. En la fig. 7 representamos el error en la amplitud en función de la frecuencia de oscilación. Se dividieron las medidas entre las que

pasaban el criterio de calidad establecido: que el 97% del tiempo la diferencia entre las dos soluciones del algoritmo fuera menor de 1 mm.

Para comparar las medidas del sistema en estudio con el sistema comercial de SGRT *Sentinel*, previamente calibrado para su uso clínico, se añadió a la plataforma de movimiento vertical del maniquí *Dynamic*

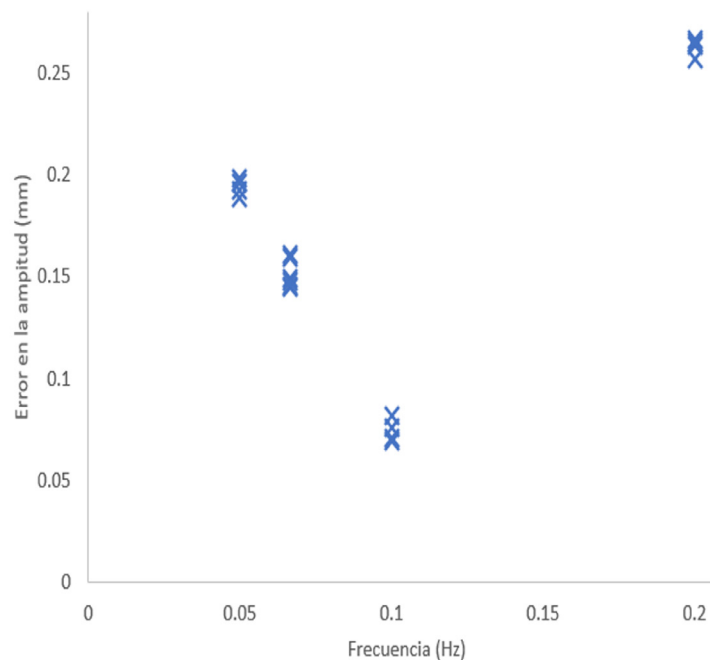


Fig. 7. Error de la amplitud medida en función de la frecuencia, para puntos que pasan el criterio de calidad.

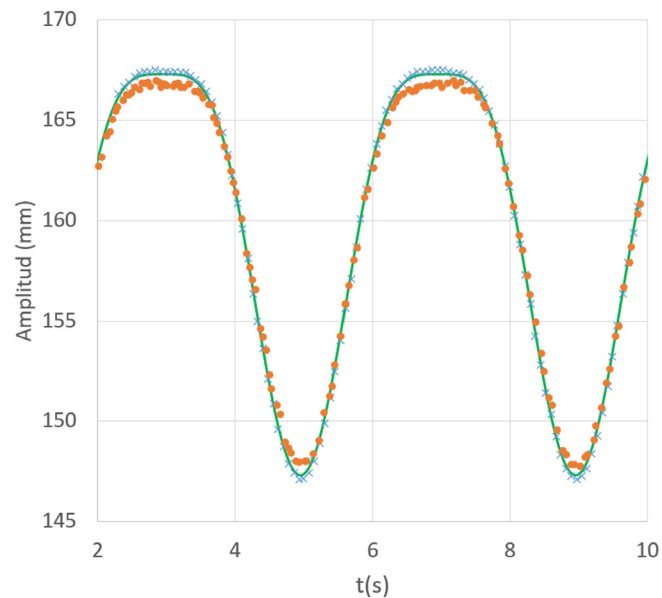


Fig. 8. Comparación del rastreo con el sistema en estudio (puntos sólidos) y con Sentinel (aspa). La trayectoria teórica corresponde a la línea continua.

Thorax Phantom una superficie que pudiese ser rastreada por Sentinel, con un punto para seguirlo con nuestro sistema. El maniquí describía un movimiento de coseno a la cuarta. En la Fig. 8 se muestran los resultados.

Discusión

La disposición de las cámaras, colocadas en el techo y lejos de TC para que pudieran captar imágenes dentro del anillo, resta precisión en las medidas, especialmente en la dirección cabeza a pies, como se muestra en la fig. 8. Se observa también que los errores aumentan al alejarse el maniquí de las cámaras. Lo ideal sería poder instalar las cámaras más cerca del paciente e igual de separadas entre sí, para aumentar los ángulos entre los planos de la fig. 1. Por otra parte, los resultados de la fig. 6 no indican que los errores aumenten en las zonas lejanas a la de calibración (zona 1-2 de la fig. 5).

La vibración de las cámaras tiene un efecto negativo sobre la exactitud del sistema, y no se puede descartar ese sesgo en los resultados. Por ejemplo, no sabemos justificar la disminución del error con la frecuencia que parece deducirse de la fig. 7.

El error del sistema aumenta cuando se siguen puntos en movimiento, y se agudiza con los cambios de velocidad del punto, como se ve en la fig. 8. La razón más plausible es el problema de sincronía de la toma de imágenes, que el *software* no es capaz de corregir del todo.

Aunque el prototipo no está certificado para su uso médico, en su estado actual serviría para la instrucción de los pacientes de cara a emplear un sistema comercial de SGRT. Su integración con un TC 4D sería sencillo. Por ejemplo, podría controlar una señal eléctrica que sirviera para controlar el haz de rX del TC (*gating*) en DIBH, o elaborar un archivo XLM o de texto para la reconstrucción retrospectiva de un TC 4D.

Conclusiones

Se ha desarrollado un sistema de control del ciclo respiratorio partiendo de un algoritmo anterior. Se ha depurado el código para mejorar el ritmo de adquisición de imágenes. Se han corregido errores de falta de sincronía del equipamiento, para que disminuya su influencia en las medidas. Se ha desarrollado un sistema de calibración automática.

Se ha desarrollado y validado un maniquí programable para poder estudiar la exactitud del sistema.

Se ha realizado un gran número de medidas para validar las condiciones en que el sistema puede medir con exactitud submilimétrica, del orden de 0.5 mm, aun en una instalación con deficiencias. Se ha constatado que puede detectar movimientos con exactitud mejor que 1 mm.

Se ha demostrado que el sistema puede detectar movimientos oscilatorios con periodos de 5 s, con una exactitud similar a la que tiene para puntos inmóviles o lentos. Cuando hay riesgo de que la precisión esté disminuyendo, el sistema puede alertar de ello.

Se detecta un leve error sistemático en las medidas de objetos en movimiento. Aunque es admisible para esta aplicación, ha de ser estudiado en casos que requieran mayor exactitud.

Referencias

- Freislederer P et al. Recent advances in Surface Guided Radiation Therapy. *Radiation Oncology*. 2020;15(1):187. doi:10.1186/s13014-020-01629-w
- Hoisak JDPDP et al. The Role of Optical Surface Imaging Systems in Radiation Therapy. *Semin Radiat Oncol*. 2018;28(3):185-193. doi:10.1016/j.semradonc.2018.02.003
- Soufi M et al. Surface-imaging-based patient positioning in radiation therapy. In: *Image-Based Computer-Assisted Radiation Therapy*. Springer Singapore; 2017:237-270. doi:10.1007/978-981-10-2945-5_10
- Batista V et al. Clinical paradigms and challenges in surface guided radiation therapy: Where do we go from here? *Radiotherapy and Oncology*. 2020;153:34-42. doi:10.1016/j.radonc.2020.09.041
- Willoughby T et al. Quality assurance for nonradiographic radiotherapy localization and positioning systems: Report of Task Group 147. *Med Phys*. 2012;39(4):1728-1747. doi:10.1118/1.3681967
- Al-Hallaq HA et al. AAPM task group report 302: Surface-guided radiotherapy. *Med Phys*. 2022;49(4):e82-e112. doi:10.1002/MP.15532
- Romero RR et al. SEFM_Informe del GT sobre SGRT. 2022;23(1):1-46.
- Crook JM et al. Prostate motion during standard radiotherapy as assessed by fiducial markers. *Radiotherapy and Oncology*. 1995;37(1):35-42. doi:10.1016/0167-8140(95)01613-L
- Ramsey CR et al. Image-guided helical tomotherapy for localized prostate cancer: technique and initial clinical observations. *J Appl Clin Med Phys*. 2007;8(3):2320. doi:10.1120/jacmp.v8i3.2320
- Lu XQ et al. Organ Deformation and Dose Coverage in Robotic Respiratory-Tracking Radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2008;71(1):281-289. doi:10.1016/j.ijrobp.2007.12.042
- Brock KK et al. Inclusion of organ deformation in dose calculations. *Med Phys*. 2003;30(3):290-295. doi:10.1118/1.1539039
- Von Siebenthal M et al. Systematic errors in respiratory gating due to intrafraction deformations of the liver. *Med Phys*. 2007;34(9):3620-3629. doi:10.1118/1.2767053
- Lizuain M et al. Recomendaciones para el control de calidad de equipos y técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT). In: *Ma Cruz Lizuain Arroyo, ed. ADI*; 2013:345.
- Bert C et al. Clinical experience with a 3D surface patient setup system for alignment of partial-breast irradiation patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2006;64(4):1265-1274. doi:10.1016/j.ijrobp.2005.11.008
- Cui G et al. Delivery efficiency of an Elekta linac under gated operation. *J Appl Clin Med Phys*. 2014;15(5):2-11. doi:10.1120/jacmp.v15i5.4713
- Barfield G et al. Quality assurance of gating response times for surface guided motion management treatment delivery using an electronic portal imaging detector. *Phys Med Biol*. 2019;64(12). doi:10.1088/1361-6560/ab205a
- Sixel KE et al. Deep inspiration breath hold to reduce irradiated heart volume in breast cancer patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2001;49(1):199-204. doi:10.1016/S0360-3016(00)01455-3
- Zagar TM et al. Utility of Deep Inspiration Breath Hold for Left-Sided Breast Radiation Therapy in Preventing Early Cardiac Perfusion Defects: A Prospective Study. In: *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. Vol 97. ; 2017:903-909. doi:10.1016/j.ijrobp.2016.12.017
- Laaksomaa M et al. AlignRT® and Catalyst™ in whole-breast radiotherapy with DIBH: Is IGRT still needed? *J Appl Clin Med Phys*. 2019;20(3):97-104. doi:10.1002/acm2.12553
- Hamming VC et al. Evaluation of a 3D surface imaging system for deep inspiration breath-hold patient positioning and intra-fraction monitoring. *Radiation Oncology*. 2019;14(1). doi:10.1186/s13014-019-1329-6
- Barbés B et al. Development and clinical evaluation of a simple optical method to detect and measure patient external motion. *J Appl Clin Med Phys*. 2015;16(5):306-321.
- Fernández S et al. An optical method to study the characteristics of the patients' breathing with disorders of voice. In: *22nd Congress of the SOMEF*. ; 2017:1-26.

Taquicardia ventricular recurrente: informe de tres casos de radioablación cardíaca

Recurrent ventricular tachycardia: a case-series report of three cardiac radioablation

Gustavo Pozo Rodriguez^{1*}, Sandra Giselle Guardado Gonzalez², Eduardo Cabello Murillo¹, Pedro Adaimi Hernandez¹, Raúl Díaz Fuentes¹, Ana Isabel Milanés Gaillet¹, Angel Gaitan Simon¹, Marta Manzano Rodriguez¹, Paloma Botella Faus¹, Daniel Rojo Navarrete¹, Jose Perez-Regadera Gomez²

¹ Servicio de Radiofísica Hospitalaria del HU 12 de Octubre de Madrid.

² Servicio de Oncología Radioterápica del HU 12 de Octubre de Madrid.

Fecha de Recepción: 24/01/2023 - Fecha de Aceptación: 09/10/2023

Este informe recoge los parámetros más relevantes que pueden influir en el resultado final de los tratamientos de ablación cardíaca con radioterapia tratados en nuestra institución hasta la fecha desde 2021. Dichos parámetros están relacionados con el estado general y comorbilidades del paciente, definición del CTV objetivo, inmovilización, IGRT y plan de tratamiento.

Palabras clave: Radiocirugía cardíaca, radioablación cardíaca, taquicardia ventricular, SBRT, supervivencia global.

This report includes the most relevant parameters that can influence the final result of cardiac ablation treatments with radiotherapy treated at our institution since 2021 to date. These parameters are linked to patient comorbidity, CTV definition, immobilization, IGRT and treatment plan.

Key words: Cardiac radiosurgery, cardiac radio ablation, ventricular tachycardia, SBRT, overall survival.

Introducción

La taquicardia ventricular (*'Ventricular Tachycardia'*, VT) se origina principalmente a partir de cicatrices miocárdicas procedentes de infartos que forman áreas arritmogénicas activando el miocardio de tejido normal.

En el manejo de estos pacientes suelen emplearse en primera instancia fármacos antiarrítmicos, implantes desfibriladores (ICD) o, si estos fracasan, la realización de procedimientos de ablación por radiofrecuencia mediante cateterismo (*'Catheter Ablation'*, CA).¹⁻³

El blanco de tratamiento con CA es el área circundante a la cicatriz. Una manera de mapear la zona para definir el área de tratamiento es durante el episodio de VT, pero eso entraña cierto compromiso hemodinámico del paciente.

En su lugar, se procede al mapeado electroanatómico (*'Electroanatomical mapping'*, EAM). Con la

EAM, se identifican zonas de electrogramas anormales y señales de baja amplitud. Una vez definida el área objetivo, se procede a eliminar el tejido arritmogénico mediante CA.¹

La radioterapia representa una opción terapéutica bien cuando el acceso mediante CA es difícil, bien cuando fracasa el control con los fármacos antiarrítmicos y la CA es ineficaz, lo que se conoce como VT refractaria. La radioablación cardíaca (*'Radioablation-Cardiac Radiosurgery'*, RA/CRS) es una técnica no invasiva y su éxito depende en gran medida de la definición del CTV y su transferencia al CT de planificación.¹⁻³

Es importante señalar que, paralelamente al fracaso farmacológico o de la CA, muchos pacientes no tolerarían nuevas intervenciones tan prolongadas. Más aún, los pacientes que se someten a CA tienen un 5% de probabilidad de muerte en los primeros 30 días

*Correspondencia: gustavo.pozo@salud.madrid.org

<https://doi.org/10.37004/sefm/2023.24.2.003>

posteriores a la CA,² y el 50% seguirán presentando arritmias recurrentes con posterioridad.^{2,4}

Material y métodos

Se establecieron como criterios de inclusión para el tratamiento con RA/CRS aquellos pacientes con VT recurrentes en los que no hay respuesta farmacológica ni la CA resulta efectiva, además de no existir otras alternativas terapéuticas, recogiendo los parámetros y datos más representativos para un total de tres tratamientos.

Los pacientes fueron tratados en un acelerador lineal Varian EDGE, que cuenta con un colimador multilaminas de alta definición, sistema de monitoreo respiratorio y una mesa de tratamiento con 6 grados de libertad. Durante el tratamiento, el equipo de cardiología estuvo presente en la sala para abordar cualquier eventual emergencia relacionada con el paciente.

Para tener en cuenta la incertidumbre asociada al movimiento respiratorio, se empleó la modalidad de imagen 4DCT adquirida con el CT Philips Brilliance Big Bore. Adicionalmente, para una adecuada definición del sustrato generatriz de VT, fue necesario hacer uso del EAM, adquisición de CT con sincronización cardíaca y reconstrucción retrospectiva para verificar el estado de las arterias coronarias y resonancia magnética (MRI) para el estudio funcional de ambos ventrículos mediante secuencias eco de gradiente (*'Balance Fast*

Field Echo'). Este sustrato representará el CTV sobre el 4DCT promediado empleado para el cálculo del tratamiento; a este CTV se le realizó una expansión anisótropa adaptada a cada caso y consensuada por el equipo multidisciplinar (cardiólogo, oncólogo y radiofísico) para definir el PTV.^{1-3,5} Para el registro deformable se empleó la herramienta de deformación de múltiples pasadas (*'β-spline'* elástico multiresolución)⁶ de Velocity v.4.1, mientras que para la segmentación y transferencia de estructuras al CT de planificación se utilizó Eclipse Contouring v.15.5.⁵⁻⁸

El control de calidad de los planes fue realizado mediante dosimetría portal y con el detector de alta resolución Mapcheck (Sun Nuclear), con una rejilla de diodos tipo N-Si, espaciado de 2.47 mm y área sensible de 0.48 × 0.48 mm² y en la que se emplearon los criterios de aceptación gamma 3%/3 mm y 2%/2 mm respectivamente para un mínimo del 95% de los puntos.⁹

Resultados

Los datos recogidos han sido clasificados en cuatro bloques según se muestra en las Tablas 1, 2 y 3: Antecedentes del Paciente, Volumen de Tratamiento, Parámetros de Tratamiento y Resultado del Tratamiento.

La edad promedio de los pacientes fue de 76.7 años, todos ellos varones, fracción de eyección promedio de 41.7% (un corazón sano la tendría en el

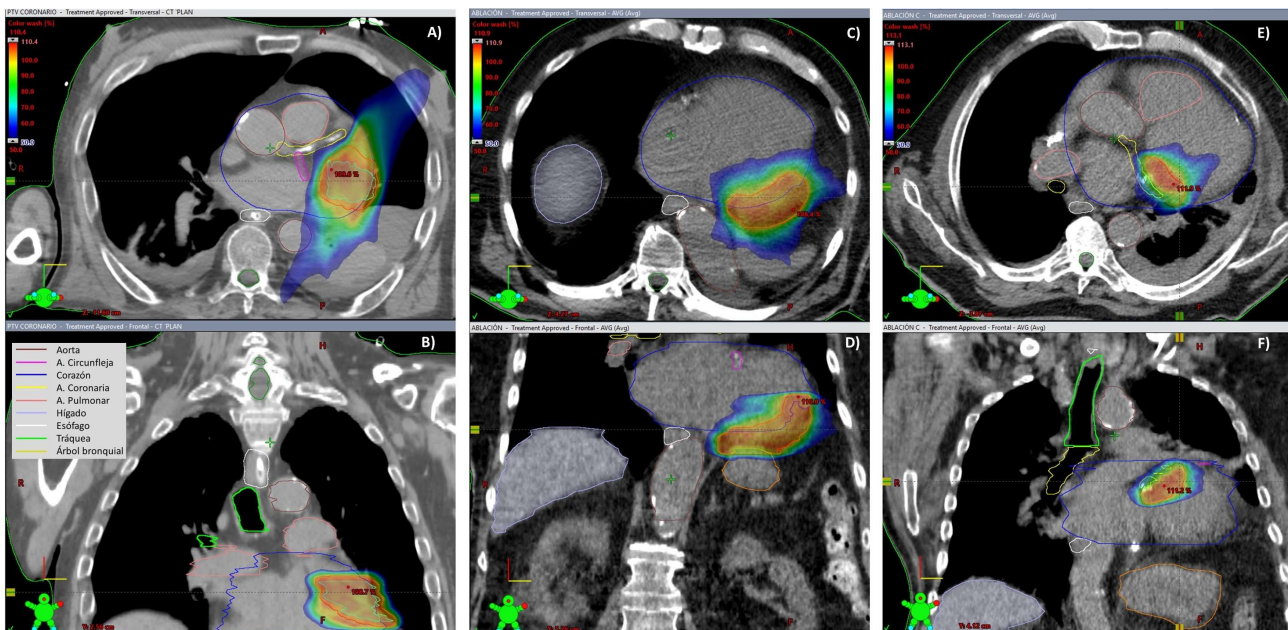


Fig. 1. Representación de las distribuciones de dosis en los pacientes 1, 2 y 3 con cota mínima en el 50% de la dosis de prescripción. A) y B): Vista axial y coronal del paciente 1, cuya lesión está próxima a las arterias circunfleja y coronaria. C) y D): Vista axial y coronal del paciente 2, en las que se aprecia la proximidad de la zona de tratamiento a la aorta descendente y el solapamiento con el estómago. E) y F): Vista axial y coronal del paciente 3, donde el PTV solapa con la rama circunfleja.

Tabla 1. Antecedentes del paciente. (a): años; ICD: implante desfibrilador; FEVI: Fracción de eyección del ventrículo izquierdo; V/M: Varón/Mujer; S/N: sí/no.

		Pacientes			
		1	2	3	
Antecedentes del paciente	<i>Beta bloqueantes</i>	Metoprolol (200mg/día)	Esmolol (perfusión)	Bisoprolol (10mg/día)	
	<i>Anti-arrítmicos</i>	Mexiletina (600mg/día)	.	Mexiletina (600mg/día)	
	<i>Anti-hipertensivos</i>	.	.	.	
	<i>Diureticos</i>	.	.	.	
	<i>Edad</i>	(a)	73	80	77
	<i>Sexo</i>	(V/M)	V	V	V
	<i>Número de CA previas</i>		1	4	1
	<i>ICD</i>	(S/N)	N	N	S
<i>Distancia mínima ICD-PTV</i>	(cm)	.	.	9.0	
<i>FEVI (%)</i>		42	43	.	

intervalo 50%-70%) y con tratamiento farmacológico y CA previas.

Solo el paciente 3 tenía un ICD expuesto durante la irradiación. En nuestro caso, la D_{max} estimada recibida durante el tratamiento fue de 4.0 cGy, para un haz de energía 10 MV-FFF. Este paciente falleció a los 18 días, no registrándose en ese corto periodo anomalías funcionales en el dispositivo ICD.

En relación al volumen de tratamiento, el PTV se generó a partir de una expansión anisótropa del CTV que osciló entre los 3-8 mm (mediana 4 mm). La mayor asimetría en los márgenes correspondió al paciente 2 debido a la proximidad con el estómago (apreciable en la Fig.1) y el riesgo de toxicidad asociado.¹¹

A pesar de tener un volumen de PTV significativamente menor que el de los pacientes 1 y 2 (24.2 vs. 71.1 y 97.6 cm³)^{3,11} el paciente con la localización más comprometida fue el 3, con una lesión próxima a la rama circunfleja que limitó la expansión del CTV a un valor promedio de 3.3 mm y que obligó a contener la dosis máxima alcanzada en el PTV a $D_{max} = 22.54$ Gy, admisible en el caso de compromiso en tejido sano.^{2,12}

Sobre el haz de radiación, la elección de energía sin filtro aplanador permitió obtener la tasa máxima de dosis (2400 UM/min) y por tanto optimizar el tiempo de tratamiento debido al estado general de este tipo de pacientes.^{4,9,13} El tiempo promedio de tratamiento (incluida IGRT) registrado para los tres pacientes fue de 16.4 min (mín. 14.0 min, máx. 18.2 min).

Los parámetros dosimétricos registrados (tabla 2) fueron seleccionados a partir de las publicaciones existentes sobre RA/CRS y las recomendaciones del documento ICRU Report 91,¹⁰ a fin de poder contrastar los valores recogidos.

Los índices de conformidad obtenidos fueron de 1.276, 1.182 y 1.745 para los pacientes 1,2 y 3 respectivamente. El paciente 2 muestra un decaimiento más pronunciado de la dosis fuera del PTV con un $IG = 4.145$ (un 22.0% y un 23.4% menor que los pacientes 1 y 3 respectivamente), coherente con la exigencia de minimizar la toxicidad en estómago. Con esa misma finalidad, en el paciente 3 se limita la D_{max} en el CTV a 22.54 Gy para evitar daños vasculares.²

El factor de modulación, también llamado en la literatura factor IMRT, se expresa en la Tabla 2 como la razón entre las unidades monitor totales y la dosis de prescripción (MU/cGy), siendo valores típicos para haces de 10 MV-FFF en torno a 2.5-3.0 MU/cGy para tratamientos de SBRT y SRS.^{14,15} A fin de reducir toxicidad, el tratamiento del paciente 2 se diseñó con 3 arcos de 360°; esa misma demanda de conformación hace que el factor de modulación se eleve hasta los 5.1 MU/cGy frente a los 2.7 y 2.0 MU/cGy de los pacientes 1 y 3.

Los resultados de los tres tratamientos presentaron en común un mantenimiento inicial de los fármacos (ver tabla 3), si bien se fueron ajustando a dosis efectivas más bajas a lo largo del tiempo, salvo en el paciente 3 cuya enfermedad cardíaca severa no permitió que la acción de la RA/CRS revirtiese su estado.

El paciente 1 falleció a los 8.7 meses. El tratamiento se realizó bajo condiciones críticas vitales, precisando soporte farmacológico intrahospitalario durante 41 días post-RA/CRS. Después del alta médica, rehusó la rehabilitación y continuidad de cuidados. El paciente 2 permanece vivo tras 16 meses posterior al tratamiento radioterápico. Como posible signo clínico de toxicidad aguda, en las primeras 48h post-RA/CRS se le practican dos cardioversiones eléctricas. Superado ese

Tabla 2. Volumen y parámetros del tratamiento. *CT sincronizado con el electrocardiograma. **Tomados según su definición en ICRU Report N°. 91.¹⁰

		<i>Pacientes</i>			
		1	2	3	
Volumen de tratamiento	Localización	Próximo a coronaria izq.	Próximo a estómago	Próximo a circunfleja	
	4DCT	núm. fases	10	10	10
	CT - espesor de corte	(mm)	2	2	2
	Inmovilización		Colchón de vacío	Colchón de vacío	Colchón de vacío
	Mapeado Electroanatómico	(EAM)	Carto 3 System (Biosense Webster)	Carto 3 System (Biosense Webster)	Carto 3 System (Biosense Webster)
	CT sinc. ECG* / MRI	(S/N)	S/S	S/S	S/S
	PTV vol	(cm ³)	71.1	97.6	24.2
	Dosis de prescripción total - Sesión única	(Gy)	25	25	25
	Márgenes - expansión CTV a PTV (mm)	lat	4/4	7/7	4/4
		long	4/4	7/3	3/3
vert		4/4	8/6	3/3	
Parámetros de tratamiento	Sistema de Planificación de Tratamiento y Parámetros del haz.	Software	Eclipse 15.6 (Varian)	Eclipse 15.6 (Varian)	Eclipse 15.6 (Varian)
		Algoritmo	Acuros 15.6	Acuros 15.6	Acuros 15.6
		Rejilla de cálculo (mm)	1.25	1.25	1.25
		Energía del haz (MV)	10FFF	10FFF	10FFF
		MLC	High Definition 120	High Definition 120	High Definition 120
		Seguim. de mordazas	Activo	Activo	Activo
		Tasa máxima de dosis (MU/min)	2400	2400	2400
		Técnica	RapidArc -VMAT	RapidArc -VMAT	RapidArc -VMAT
		núm. de arcos completos	2	3	2
		Máximo MU/°	60	60	60
	Parámetros Dosimétricos**	D_{MAX,CTV} (Gy)	27.61	27.27	22.54
		D_{95,CTV} (Gy)	25.05	24.1	19.6
		Isodosis de prescripción	90.50%	91.70%	110.90%
		Índice de Paddick	0.783	0.846	0.573
		Índice de conformidad	1.276	1.182	1.745
		Índice de Gradiente	5.311	4.145	5.409
		MU totales	6675	12650	4975
		MU/cGy	2.7	5.1	2.0
		Mínima distancia ICD-PTV (cm)	.	.	9.00
		D_{MAX,ICD} (cGy)	.	.	4.0
IGRT	Previo tratamiento	KVCBCT	KVCBCT	KVCBCT	
	Post tratamiento	KVCBCT	KVCBCT	KVCBCT	
Control Respiratorio (Varian RPM)	Sólo monitoreo	no	sí	sí	
	Sincronizado	no	no	no	
Tiempo total de tratamiento	(min)	18.2	17.1	14.0	

Tabla 3. Resultado del tratamiento. Los fármacos que recoge la tabla son los administrados tras finalizar el tratamiento. Sus dosis se fueron reduciendo progresivamente con posterioridad en los pacientes 1 y 2.

		Pacientes			
		1	2	3	
Resultado del tratamiento	<i>Beta bloqueantes</i>	Metoprolol (200mg/día)	Esmolol (perfusión) Bisoprolol (5mg/día)	Bisoprolol (10mg/día)	
	<i>Anti-arrítmicos</i>	Amiodarona (200mg/día) Mexiletina (300mg/día)	Mexiletina (300mg/día)	Amiodarona (200mg/día) Mexiletina (600mg/día)	
	<i>Anti-hipertensivos</i>	Eplerenona (25mg/día)	.	.	
	<i>Anticoagulantes</i>	.	Eliquis (10mg/día) Plavix (75mg/día)	.	
	<i>Diuréticos</i>	Furosemida (40mg/día)	.	.	
	<i>Anestésicos</i>	.	.	Lidocaina	
	Acciones adicionales	ICD bicameral post RT			
	Supervivencia global (OS)	(meses)	8.7	16.0	0.6
	Vivo		no	sí	no
	Causa del fallecimiento		Enfermedad cardíaca	.	Enfermedad cardíaca
Toxicidad Aguda	<48h	Taquicardia	Taquicardia. 2 cardioversiones.	Taquicardia	
	>48h			VT refractaria	
Efectos / Toxicidad Tardía		.	.	.	

periodo, se estabiliza y se da el alta, sin más incidencias sobre su ICD. Dos semanas después se procede a un nuevo implante ICD bicameral. Por último, el paciente 3 sobrevivió 18 días como consecuencia de su propia enfermedad cardíaca de base (ver tabla 3).

Discusión

Los volúmenes de tratamiento fueron adaptados a cada caso particular. Como referencias, Lydiard et al.¹²

recoge en su revisión un margen promedio de 5 mm (1-8 mm) para aceleradores de gantry 'tipo C', mientras que Chin et al.³ reporta en su estudio retrospectivo una expansión entre 6 y 8 mm.

Para la elección de la energía del haz se consideraron ciertos aspectos de los ICD. Estos dispositivos están basados en tecnología CMOS, y además de las funciones comunes de un marcapasos, son lo suficientemente sensibles como para detectar y reaccionar frente al inicio de una taquicardia o en caso de fibrilación ventricular. Sin embargo, son más sensibles

a la radiación ionizante y a la generación indeseada de pares electrón-hueco. Mitfen et al.¹⁶ advierten además de la probabilidad de alteración de la RAM de estos dispositivos debido a la radiación de alta LET ($> 0.6 \text{ keV}/\mu\text{m}$), referido a un daño de naturaleza estocástica que no necesita de un efecto acumulativo. El riesgo de daño funcional reportado para energías generadoras de neutrones (15-18 MV) se encuentra entorno al 12-29%, por lo que es recomendable evitar el empleo de protones y limitar la energía de fotones a 10 MV o menor.

Para la prevención de daños sobre el ICD, los casos reportados en la literatura no esclarecen qué partes del dispositivo pueden ser más sensibles, de manera que se tomó como referencia la D_{max} en cualquier parte del dispositivo exceptuando cables.^{16,17}

Partiendo de la experiencia en nuestra institución, se compararon los valores del índice de conformidad (IC) e índice de gradiente (IG) asociados a 143 tratamientos de SBRT de pulmón con los índices calculados para las tres RA/CRS. Para los tratamientos de SBRT, IC = 1.142 con un intervalo de confianza del 95% [1.131,1.153] e IG = 4.715 e intervalo de confianza del 95% [4.564,4.866]. Los valores correspondientes mostrados en la tabla para la técnica RA/CRS no entrarían dentro de ese intervalo de confianza aun siendo próximos.

En referencia a este aspecto, Chin et al.³ recoge en su estudio retrospectivo un IC = 1.0-1.2, cercano a lo obtenido con los pacientes 1 y 2. Si bien es cierto que los volúmenes de tratamiento de la RA/CRS son mayores y más anisótropos, en este trabajo se consideró interesante la comparativa con los resultados obtenidos en nuestra institución para los tratamientos de SBRT de pulmón, debido a que en principio existe un paralelismo en gran parte de los parámetros (protocolo de adquisición de imágenes, IGRT, inmovilización del paciente, hipofraccionamiento a altas dosis por sesión y estrategias de optimización del gradiente de dosis fuera del PTV. Los resultados mostraron (a falta de seguir aumentando la estadística de pacientes) que dosimétricamente las condiciones de los tratamientos de RA/CRS son más desfavorables que en la SBRT de pulmón.

Cuculich et al.⁴ reportan un tiempo de tratamiento medio de 14 min (rango de 11-18 min), compatible con Chin et al.³ para aceleradores 'tipo C'. Knutson et al.⁹ observan en su estudio de 16 pacientes una reducción en el tiempo de tratamiento cuando comparan las RA/CRS empleando haces con y sin filtro aplanador sin penalizar la calidad del plan, lo que confirma la idoneidad del empleo de la tasa de 2400 MU/min en nuestro servicio.

Relativo al resultado de los tratamientos, Robinson et al.¹⁸ reportan en el estudio ENCORE-VT sobre 19 pacientes una supervivencia global a un año del 72%

y a dos años del 58%, y subrayan la aparición de efectos adversos severos tardíos (posterior a 6 meses) tales como efusión pericárdica grado 3 o fístula gastropericárdica grado 4 posiblemente relacionados con la radioterapia y de aparición posterior a 2 años.

La baja supervivencia global del paciente 3 (18 días) parece estar ligada a la propia enfermedad cardíaca, evidenciando un tiempo insuficiente para establecer la eficacia del tratamiento radioterápico. Este tipo de pacientes con pequeño volumen de PTV tendrán en general (salvo casos particulares de enfermedad basal severa) mejor pronóstico debido a una menor probabilidad de pericarditis o neumonitis.^{11,19}

Conclusiones

A pesar de los pocos pacientes tratados hasta la fecha, la RA/CRS es una técnica factible, segura y en consonancia con las publicaciones actuales en nuestra institución, a falta de tener un número suficiente de tratamientos para poder hablar de significancia estadística.

Las toxicidades tardías en las irradiaciones torácicas a dosis tales como las empleadas en la RA/CRS son todavía poco conocidas.²⁰ Resulta por ello prudente extremar la optimización en términos de la definición del CTV, su expansión y la reducción de toxicidad en sus proximidades.²¹

Hasta la fecha, todavía no existe una herramienta comercial para transferir la información de los mapas electroanatómicos a los CT de planificación, lo que introduce una componente de incertidumbre humano-dependiente: una inadecuada definición de la zona a tratar tendrá una fatal trascendencia. Por tanto, esta actividad exige la participación de diversas disciplinas, el apoyo en las distintas modalidades de imagen y el consumo de un tiempo suficiente para la toma de referencias anatómicas y segmentación.

La elección de haz sin filtro 10FFF resulta adecuada para nuestros propósitos y posibilita la máxima tasa de dosis (2400 UM/min) a fin de optimizar el tiempo de tratamiento. Una medida de mejora a valorar sería la de optimizar el factor de modulación para reducir los tiempos de tratamiento siempre que no exista perjuicio significativo de la calidad del plan.

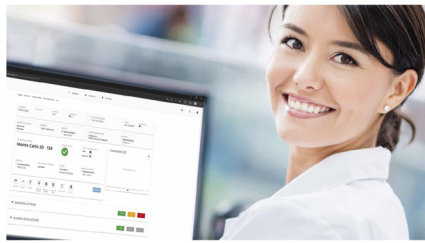
Bibliografía

1. Boda-Heggemann J., Blanck O. et al. Interdisciplinary clinical target volume generation for cardiac radioablation: Multicenter benchmarking for the RAdiosurgery for VENTricular TACHycardia (RAVENTA) trial. *Int J Oncol Biol Phys j. ijrobp.* 2021.01.028. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2021.01.028>

2. Blanck O., Buergy D. et al. Radiosurgery for ventricular tachycardia: preclinical and clinical evidence and study design for a German multi-center multi-platform feasibility trial (RAVENTA). *Clin Res Cardiol* .2020. 109:1319–1332. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00392-020-01650-9>
3. Chin R., Hayase J. et al. Non-invasive stereotactic body radiation therapy for refractory ventricular arrhythmias: an institutional experience. *J Interv Card Electrophysiol*. 2021 Sep;61(3):535-543. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10840-020-00849-0>.
4. Cuculich, P., Schill M. et al. Non-invasive Cardiac Radiation for Ablation of Ventricular Tachycardia. *NEJM*. 2017. 377:2325-2336. DOI: <https://doi.org/10.1056/NEJMoa1613773>.
5. Brownstein J., Afzal M. et al. Method and Atlas to Enable Targeting for Cardiac Radioablation Employing the American Heart Association Segmented Model. *Int J Oncol Biol Phys*. 2021. 111(1), 178-185. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2021.03.051>.
6. Pukala J, Johnson PB et al. Benchmarking of five commercial deformable image registration algorithms for head and neck patients. *J Appl Clin Med Phys*. 2016 May 8;17(3):25-40. DOI: <https://doi.org/10.1120/jacmp.v17i3.5735>.
7. Milo M., Offersen B. et al. Delineation of whole heart and substructures in thoracic radiation therapy: National guidelines and contouring atlas by the Danish Multidisciplinary Cancer Groups. *Radiother Oncol*. 2020 Sep;150:121-127. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2020.06.015>.
8. Feng M., Moran JM. et al. Development and validation of a heart atlas to study cardiac exposure to radiation following treatment for breast cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2011 Jan 1;79(1):10-8. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2009.10.058>.
9. Knutson NC, Samson PP et al. Radiation Therapy Workflow and Dosimetric Analysis from a Phase 1/2 Trial of Noninvasive Cardiac Radioablation for Ventricular Tachycardia. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2019 Aug 1;104(5):1114-1123. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2019.04.005>.
10. Wilke L., Andratschke N. et al. ICRU report 91 on prescribing, recording, and reporting of stereotactic treatments with small photon beams : Statement from the DEGRO/DGMP working group stereotactic radiotherapy and radiosurgery. *Strahlenther Onkol*. 2019 Mar;195(3):193-198. English. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00066-018-1416-x>.
11. Jumeau R., Ozsahin M. et al. Stereotactic Radiotherapy for the Management of Refractory Ventricular Tachycardia: Promise and Future Directions. *Front Cardiovasc Med*. 2020 Jun 25;7:108. DOI: <https://doi.org/10.3389/fcvm.2020.00108>.
12. Lydiard P., Blanck O. et al. A Review of Cardiac Radioablation (CR) for Arrhythmias: Procedures, Technology, and Future Opportunities. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2021 Mar 1;109(3):783-800. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2020.10.036>.
13. Robinson CG, Samson PP et al. Phase I/II Trial of Electrophysiology-Guided Noninvasive Cardiac Radioablation for Ventricular Tachycardia. *Circulation*. 2019 Jan 15;139(3):313-321. DOI: <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.118.038261>.
14. Ong CL., Verbakel WF. et al. Fast arc delivery for stereotactic body radiotherapy of vertebral and lung tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2012 May 1;83(1):e137-43. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2011.12.014>.
15. Manger R., Yock A. et al. Monitor Unit-Efficient Planning for Stereotactic Body Radiation Therapy and Stereotactic Radiosurgery. Poster Viewing Abstract, V.96, Issue 2, Supplement, E649-E650, October, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2016.06.2255>
16. Miften M., Mihailidis D. et al. Management of radiotherapy patients with implanted cardiac pacemakers and defibrillators: A Report of the AAPM TG-203†. *Med Phys*. 2019 Dec;46(12):e757-e788. doi: 10.1002/mp.13838.
17. Gauter-Fleckenstein B., Israel CW. et al. DEGRO/DGK. DEGRO/DGK guideline for radiotherapy in patients with cardiac implantable electronic devices. *Strahlenther Onkol*. 2015 May;191(5):393-404. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00066-015-0817-3>.
18. Robinson C., Samson P. et al. Longer Term Results from a Phase I/II Study of EP-guided Noninvasive Cardiac Radioablation for Treatment of Ventricular Tachycardia (ENCORE-VT). *Int J Oncol Biol Phys*. 2019. 105(3):682-682. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2019.08.032>.
19. Grimm J., LaCouture T. et al. Dose tolerance limits and dose volume histogram evaluation for stereotactic body radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys*. 2011 Feb 8;12(2):3368. DOI: <https://doi.org/10.1120/jacmp.v12i2.3368>.
20. Robinson CG, Samson PP et al. Phase I/II Trial of Electrophysiology-Guided Noninvasive Cardiac Radioablation for Ventricular Tachycardia. *Circulation*. 2019 Jan 15;139(3):313-321. DOI: <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.118.038261>.
21. Le QT, Loo BW et al. Results of a phase I dose-escalation study using single-fraction stereotactic radiotherapy for lung tumors. *J Thorac Oncol*. 2006 Oct;1(8):802-9. DOI: [https://doi.org/10.1016/S1556-0864\(15\)30409-3](https://doi.org/10.1016/S1556-0864(15)30409-3).

VERIQA - The Modular Software Platform

For comprehensive Patient QA



Treatment plan visualization
VERIQA module RT View



Treatment plan evaluation
VERIQA module RT Evaluate



Pre-treatment verification
VERIQA module RT MonteCarlo 3D



Pre-treatment and in vivo verification
VERIQA module RT EPID 3D

Your advantages

- ▶ One platform: From visualization and evaluation to verification and reporting. All in one modular platform, built on future-proof client-server architecture
- ▶ Take your workflow efficiency to a next level and automate your processes
- ▶ Track and analyse your results with the automated integration of Track-it
- ▶ Clinically proven, independent 3D dose verification tools and calculation algorithms for reliable results, independent of treatment complexity

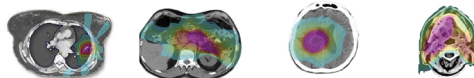


VERIQA RT MonteCarlo 3D

3D dose calculation with SciMoCa. Accurate. Fast. Automated.



Discover VERIQA RT MonteCarlo 3D



	LUNG SBRT	Pancreas	Brain	Head and neck
	3D / 7 beams 6 MV FFF	VMAT / 2 arcs / 180 CP ¹ 6 MV - SIB ²	VMAT / 1arc / 90 CP ¹ 6 MV FFF	VMAT / 2arc / 180 CP ¹ 6 MV - SIB ²
PTV volume	46.45 cm ³	589.26 cm ³	264.48 cm ³	907.74 cm ³
Dose grid size	3 x 3 x 3 mm	3 x 3 x 3 mm	2 x 2 x 2 mm	2 x 2 x 2 mm
MC accuracy	1 %	1 %	0.5 %	0.5 %
Calculation time	12 sec	30 sec	46 sec	246 sec

Calculated on a dual 12-core Intel Xeon Silver 4214 2.2 GHz server with hyperthreading (48 logical cores).

Your advantages

- ▶ Monte Carlo simulations are the most accurate method for dose calculation in radiotherapy treatment planning. With its ability to simulate the physics of photons and charged particles transport through matter, Monte Carlo can accurately compute the dose under almost any circumstances
- ▶ VERIQA RT MonteCarlo 3D comes pre-installed on a powerful server, allowing for high-speed dose computations. Calculation results are available in less than 2 minutes
- ▶ Due to its specific beam modelling process, which is based on water phantom measurements, VERIQA RT MonteCarlo 3D performs truly independent dose calculations for a reliable secondary plan check



VERIQA RT EPID 3D

True EPID dosimetry. Pre-treatment. In vivo. Fully automated.



Discover VERIQA RT EPID 3D

Advanced 3D back-projection approach

* For simplicity, the comparison of forward-projection and back-projection approach is explained using the example of in vivo EPID dosimetry. However, the same concept holds true for EPID-based pre-treatment dosimetry.

Forward approach*

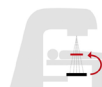
Current standard of commercial products



Treatment plan is used to predict EPID images. Measured EPID images are compared against predicted EPID images.

Back-projection approach*

Used in VERIQA RT EPID 3D



EPID measured dose is back-projected into patient. Dose is reconstructed in patient anatomy and compared against planned dose.

Comparison level	EPID	Patient
Reference	Predicted EPID image/dose distribution	TPS
Visualization	2D only	3D
Comparison metrics	2D Gamma	3D Gamma, GVH, DVH
True composite (TC) as recommended by AAPM TG-218	✗	✓

Your advantages

- ▶ Detect unnoticed clinically relevant errors during pre-treatment verification and quantitatively assess their dosimetric impact
- ▶ True 3D patient dosimetry: Compare the EPID-reconstructed dose directly to the planned patient dose as well as the calculation of patient dose-volume histograms (DVHs) for both pre-treatment and in vivo dosimetry
- ▶ Phantomless, efficient and fully automated
- ▶ Clinically proven back-projection algorithm: Successfully used at The Netherlands Cancer Institute - Antoni van Leeuwenhoek Hospital (NKI-AVL) in more than 75,000 patient treatments since 2005

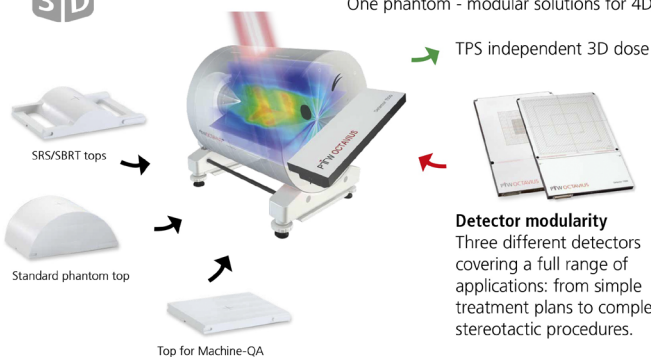


OCTAVIUS^{4D}

One phantom - modular solutions for 4D patient and machine QA



Discover OCTAVIUS 4D Detector 1600SR5



Your advantages

- ▶ Time dependent and angular dependent dose measurement
- ▶ Synchronous phantom rotation with the linac gantry
- ▶ Detector array always perpendicular to the beam - no angular dependence
- ▶ Only 4D dose verification system that measures dose in the entire phantom volume
- ▶ Verification of treatments including non-coplanar beams, off-axis target volumes, large fields and treatment plans with multiple energies



Revisión de Artículos

Julia Garayoa Roca*

Comité de Redacción.

Estimados compañeros,

En esta nueva publicación de nuestra revista tomo el relevo a M^a Carmen Pujades en la coordinación de esta sección de Revisión de Artículos. Quisiera agradecer a M^a Carmen su implicación en estos últimos tiempos para presentarnos los artículos publicados por nuestros compañeros en revistas internacionales de todas las áreas de nuestra profesión. Aprovecho también para agradecerle la ayuda que me ha prestado para gestionar esta primera Revisión de Artículos, y le deseo éxito en su nuevo puesto como Editora de la revista.

En este número contamos con nueve reseñas de artículos publicados en revistas de prestigio internacional del ámbito de la física médica.

En la primera de las reseñas Javier Caravaca nos habla del diseño de un nuevo equipo de SPECT con detector en forma de anillo y especialmente ideado para poder adquirir de forma eficiente imágenes de emisores gamma de diferentes energías (^{99m}Tc y ¹⁷⁷Lu), sin necesidad de recurrir a los engorrosos cambios de colimador.

A continuación, contamos con diversas reseñas de artículos publicados en el campo de la Radioterapia. David Sánchez Artuñedo nos explica su trabajo en el que evaluaron cómo el *gamma passing rate* de las imágenes de tránsito obtenidas con el EPID en cada sesión de tratamiento se correlaciona con la cobertura del PTV en tratamientos de IMRT de mama.

Sergio Lozares nos presenta en su artículo publicado en *Physica Medica* un sistema de planificación de Radioterapia Intraoperatoria en cuyo desarrollo y comisionado han participado un variado grupo de profesionales de diversas disciplinas.

Jordi Sáez nos presenta los resultados de su trabajo en el que, gracias a la colaboración de más de 20 centros repartidos por todo el mundo, proponen un conjunto común de pruebas para evaluar diferentes modelos de MLC en diferentes sistemas de planificación.

En el hospital Ramón y Cajal de Madrid han tenido un verano prolífico en publicaciones que han tenido el detalle de compartir con nosotros. En primer lugar, Juan David García presenta el estudio donde han evaluado la viabilidad de sustituir la película radiocrómica por una matriz de diodos para realizar algunas de las pruebas de control de calidad de la unidad de tratamiento Cyberknife. Y en segundo lugar, David Sevillano nos cuenta su experiencia con el uso de un sistema de guía metálica más fino que la sonda Foley para la definición uretral en tratamientos de SBRT de próstata con Cyberknife.

Contamos también con un par de reseñas relacionadas con la terapia con protones. Por un lado Ramón Ortiz evalúa los potenciales beneficios de la radioterapia con minihaces de protones en comparación con la protonterapia estándar y la SBRT. Por otro lado, Elena Borderías nos adentra en el mundo de la planificación automática y nos cuenta su estudio sobre la robustez de los planes de tratamiento con protones que generan varios modelos de planificación automática basados en *machine-learning*.

Finalmente, en el ámbito de la Radiobiología, Alejandro Bertolet nos presenta su trabajo en el que, tras analizar los resultados de numerosos estudios de supervivencia clonogénica *in vitro*, plantean la necesidad de una mayor estandarización de los métodos empleados en este tipo de experimentos y dejan sobre la mesa una reflexión sobre el uso de estos datos experimentales para validar modelos de eficacia biológica relativa.

Me despido esperando que estas reseñas sean de vuestro interés y con mi más sincero agradecimiento a todos los autores que han contribuido a esta sección.

Un fuerte abrazo.

* Correspondencia
Email: garayoa.julia@gmail.com



Simulation studies of a full-ring, CZT SPECT system for whole-body imaging of ^{99m}Tc and ^{177}Lu

Huh Y, Caravaca J, Kim J, Cui Y, Huang Q, Gullberg G, Seo Y
 Med Phys. 2023;50(6):3726-3737.

Javier Caravaca Rodríguez

Department of Radiology and Biomedical Imaging, University of California, San Francisco, California, USA.

javier.caravacarodriguez@ucsf.edu

<https://doi.org/10.1002/mp.16360>

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

El tratamiento del cáncer con radiofármacos de alta especificidad está ganando popularidad gracias a los excelentes resultados obtenidos en las últimas décadas. La radiación ionizante emitida por radioisótopos enlazados a marcadores biológicos daña el ADN de las células cancerosas directa o indirectamente, induciendo su muerte y la posibilidad de desacelerar la metástasis del cáncer o incluso de eliminarlo. Un radioisótopo aprobado para uso clínico en EE.UU. es el Lutecio-177 (^{177}Lu), que es el elemento activo de los radiofármacos LUTATHERA (cáncer neuroendocrínico) y PLUVICTO (cáncer de próstata). La detección, localización y monitorización de dichos radiofármacos en el cuerpo humano es extremadamente importante para evaluar la evolución del tratamiento o para determinar si el paciente necesita una nueva dosis u otro tratamiento diferente. La modalidad de imagen no-invasiva SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography*) es capaz de tomar imágenes de ^{177}Lu , pero la calidad y resolución son muy bajas. Esto es debido a que los escáneres tienen una sensibilidad muy baja a altas energías. Además, el colimador, una pieza muy pesada del sistema, necesita ser reemplazado para cada energía. Así pues, la motivación de nuestro estudio es la de proponer un colimador y un diseño de escáner que permita la imagen de radioisótopos de diferentes energías de manera más rápida y eficiente, sin tener que físicamente cambiar el colimador.

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

El principal reto es el de obtener un diseño de escáner que permita la imagen de isótopos de energías más altas (como ^{177}Lu), sin que esto afecte la eficiencia y la calidad de la imagen para rayos gamma de baja energía, como ^{99m}Tc , muy popular en SPECT. Los elementos más importantes en los que se apoya este trabajo son un diseño propio de un colimador de tungsteno de alta sensibilidad y alta resolución de imagen, y el de un nuevo concepto de escáner estático con mayor área activa que se balancea mínimamente para cubrir más campo de visión. Con el propósito de obtener simulaciones lo más realistas posibles, implementamos un modelo del material del detector (CZT) que tiene en cuenta la eficiencia, la resolución en energía y la dependencia de ésta con la posición de la interacción del rayo gamma. También consideramos efectos como la atenuación de los rayos gamma en el paciente, o correcciones debidas a el movimiento atípico del escáner. Todos estos elementos se estudiaron para las dos energías relevantes: 140 keV para ^{99m}Tc y 208 keV para ^{177}Lu .

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

La conclusión es que un escáner como el propuesto puede obtener imágenes de ^{99m}Tc y ^{177}Lu con una resolución de 7.9 mm y 9.5 mm respectivamente en solo tres minutos. La sensibilidad de nuestro diseño es de aproximadamente el doble que las publicadas para otros escáneres de SPECT, lo que quiere decir que la exposición se podría reducir considerablemente sin afectar la calidad de la imagen. Nuestros resultados están en línea con estudios más recientes que caracterizan escáneres SPECT de última generación que implementan una tecnología de escáner estático parecida.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Trabajos como estos son importantes para demostrar que la obtención de imágenes cuantitativas de radioisótopos que emiten a más alta energía, como ^{177}Lu , es posible, lo que permite una evaluación de la evolución del tratamiento oncológico y una terapia con radiofármacos más personalizada para cada paciente.



Gamma passing rates of daily EPID transit images correlate to PTV coverage for breast cancer IMRT treatment plans

Sánchez-Artuñedo D, Reyes López V, Granado Carrasco R, Beltran-Vilagrasa M, Duch-Guillen MA, Hermida-López M
J Appl Clin Med Phys. 2023;24:e13913.

David Sánchez Artuñedo

Servei de Física i Protecció Radiològica, Hospital Universitari Vall d'Hebron, Barcelona.
david.sanchezartunedo@vallhebron.cat
<https://doi.org/10.1002/acm2.13913>

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

La dosimetría in-vivo es una herramienta de garantía de calidad y seguridad en radioterapia que permite la detección de desviaciones dosimétricas durante la administración del tratamiento de radioterapia.¹ Inicialmente, la técnica de dosimetría in-vivo más extendida consistía en la colocación de detectores puntuales en la superficie del paciente. Sin embargo, este método requiere un gran consumo de tiempo en la unidad de tratamiento² y las incertidumbres asociadas al posicionamiento y la respuesta del detector a las variaciones de la tasa de dosis reducen su utilidad en los tratamientos con técnicas moduladas.³ La dosimetría de tránsito permite superar estas limitaciones, lo que ha producido que su uso se esté extendiendo.^{2, 4, 5} La dosimetría de tránsito se basa en el uso de las imágenes de tránsito formadas por la radiación que alcanza el dispositivo de imagen portal, después de atravesar al paciente durante la irradiación de un campo de tratamiento.

Este estudio se centra en las imágenes de tránsito obtenidas durante el tratamiento de pacientes de cáncer de mama tratadas en un acelerador Halcyon (Varian Medical Systems). Se escogió esta localización tanto por ser uno de los cánceres más frecuentes,⁶ como porque hay múltiples causas que pueden llevar a una desviación entre la dosis administrada y la planificada: diferencias en el posicionamiento, cambios anatómicos en el volumen objetivo, etc... Las imágenes de tránsito obtenidas en cada sesión de tratamiento se pueden usar de dos maneras: 1) comparadas con una imagen de referencia obtenidas en las sesiones anteriores o 2) comparadas con una imagen de tránsito predicha calculada a partir del plan de tratamiento y del TC de planificación. Idealmente la opción 2 permite hacer una verdadera dosimetría de tránsito, ya que solo con esa metodología se podría detectar desviaciones sistemáticas que afecten a todas las sesiones de tratamiento. Desafortunadamente en el momento del estudio no había ningún software comercial con un modelo implementado en Halcyon. Por lo tanto, los usuarios de Halcyon solamente pueden usar las imágenes de tránsito obtenidas siguiendo la metodología 1, siendo la práctica habitual usar la imagen de la primera sesión como imagen de referencia.

A pesar de la literatura, no está claro que las diferencias observadas en las imágenes de tránsito impliquen una pérdida de cobertura del volumen objetivo (PTV). Además tampoco está claro hasta qué punto es válido usar una imagen de referencia como sustituto de una verdadera dosimetría de tránsito. Por lo tanto la motivación de este estudio fue doble: 1) estudiar la correlación entre parámetros dosimétricos del PTV y el análisis gamma de las imágenes de tránsito y 2) evaluar si es apropiado el uso de imágenes de tránsito en planes de tratamiento de cáncer de mama.

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

La mayor dificultad del trabajo vino del elevado número de sesiones de tratamiento que se analizaron, un total de trescientas. Hicieron falta varios meses para calcular el plan de tratamiento sobre cada uno de los cone beam CT (CBCT) de verificación pre-tratamiento, analizar las imágenes de tránsito y realizar el análisis estadístico. Una vez obtenidos los resultados de la comparación gamma de las imágenes de tránsito de cada sesión, conjuntamente con médicos del servicio de oncología radioterápica del hospital, se analizaron las sesiones con resultados fuera de la tolerancia preestablecida. En este caso la dificultad fue el análisis visual de las diferencias en las imágenes de tránsito y buscar la causa de las diferencias: posicionamiento subóptimo, cambios anatómicos...

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

El trabajo presenta información sobre la pérdida de cobertura en PTV en función del *passing rate* de las imágenes de tránsito. Los resultados obtenidos variaron entre pacientes, ya que las diferencias en la dosis administrada no depende solamente de la anatomía o el posicionamiento sino de otros factores como la robustez del plan.⁷ Sin embargo, se presentan valores promedio que pueden ayudar a valorar el impacto dosimétrico del análisis de una imagen de tránsito.

Además, en la mayoría de pacientes que presentaban sesiones con resultados en la comparación de las imágenes de tránsito fuera de tolerancia, se obtuvieron correlaciones fuertes entre el *passing rate* de las imágenes de tránsito y la pérdida de cobertura del PTV. Respecto a los órganos de riesgo, los resultados no fueron tan homogéneos, presentándose sesiones tanto con sobredosificación como con infradosificación del pulmón ipsilateral.

Al evaluar si es apropiado usar la primera sesión como imagen de referencia se constató que había sesiones con desviaciones en el tratamiento que no se detectaban al usar esta metodología. Además, se observó que no siempre la primera sesión era la sesión que se administraba de una manera más similar al plan de tratamiento.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Idealmente las imágenes de tránsito se deberían comparar con una imagen de tránsito de referencia calculada a partir del plan de tratamiento y el TC. Desgraciadamente no siempre es posible, bien sea por limitaciones de desarrollo, como en el caso de Halcyon, o bien porque los centros no dispongan de softwares especializados. Por ello, este trabajo puede ser de utilidad para aquellos usuarios que usen las imágenes de tránsito comparándolas con una imagen de referencia.

Los resultados obtenidos en este trabajo pueden ayudar a la implementación clínica del uso de las imágenes de tránsito y a la toma de decisiones ante una sesión con un resultado fuera de tolerancia. Los valores promedios de la pérdida de cobertura del PTV en función del *passing rate* de las imágenes de tránsito sirven para evaluar el impacto dosimétrico. Además, los ejemplos descritos del impacto en las imágenes de tránsito de una diferencia en el posicionamiento o un cambio anatómico pueden ayudar a valorar la causa de las diferencias obtenidas.

1. Mijnheer B, Beddar S, Izewska J, Reft C. In vivo dosimetry in external beam radiotherapy. 2013; 40(7): 1–19.
2. Olaciregui-Ruiz I, Beddar S, Greer P, et al. In vivo dosimetry in external beam photon radiotherapy: Requirements and future directions for research, development, and clinical practice. *Phys Imaging Radiat Oncol* 2020; 15(March): 108–116.
3. Tariq M, Gomez C, Riegel AC. Dosimetric impact of placement errors in optically stimulated luminescent in vivo dosimetry in radiotherapy. *Phys Imaging Radiat Oncol* 2019; 11(April): 63–68.
4. Esposito M, Ianiro A. Improving dose delivery accuracy with EPID in vivo dosimetry : results from a multicenter study. *Strahlenther Onkol* 2021; 179(7): 633–643.
5. Stevens SW, Moloney S, Bangiri A, et al. IPEM topical report: Results of a 2020 UK survey on the use of online treatment monitoring solutions for IMRT/VMAT. *Phys Med Biol* 2021; 66(22).
6. Sung H, Ferlay J, Siegel RL, et al. Global Cancer Statistics 2020: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries. *CA Cancer J Clin* 2021; 71(3): 209–249.
7. Hernandez V, Rønn C, Widesott L, et al. What is plan quality in radiotherapy ? The importance of evaluating dose metrics , complexity , and robustness of treatment plans. *Radiother Oncol* 2020; 153: 26–33.



An open-source development based on photogrammetry for a real-time IORT treatment planning system

Lozares-Cordero S, Bermejo-Barbanoj C, Badías-Herbera A, Ibáñez-Carreras R, Ligorred-Padilla L, Ponce-Ortega JM, González-Pérez V, Gandía-Martínez A, Font-Gómez JA, Blas-Borroy O, González-Ibáñez D
Phys Med. 2023;112:102622.

Sergio Lozares

Servicio de Física y Protección Radiológica, Hospital Universitario Miguel Servet, Zaragoza.
slozares@salud.aragon.es
<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2023.102622>

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Disponemos del sistema Axcent (Xoft Inc.) para realizar tratamientos de IORT desde 2015. Lo hemos utilizado principalmente en casos de cáncer de mama (unas 1000 pacientes) y cáncer de endometrio (braquiterapia electrónica, con más de 400). En 2019 comenzamos a tratar casos de sarcomas y surgió la posibilidad de realizar una colaboración con la Escuela Superior de Ingeniería de la Universidad de Zaragoza, para que un alumno, Carlos Bermejo, hiciera su trabajo de fin de máster con nosotros.

Todo arrancó a raíz de un reencuentro con un amigo de la época universitaria que estudió Matemáticas, David González, actualmente catedrático en dicha escuela. Nos juntamos para ver si se nos ocurría algún proyecto de colaboración, y lo que comenzó con una impresión de lechos quirúrgicos en 3D, acabó con un sistema de planificación para IORT.

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

Nos repartimos el trabajo adecuando las principales características de cada uno, así que las dificultades fueron distintas para cada colaborador. En la parte de la dosimetría de película, siempre compleja, pudimos aprovechar la experiencia de un trabajo anterior que nos publicaron también en Physica Medica, comentado en esta sección hace un par de años.

La parte de la programación fue realizada por los ingenieros, ahí comenzaron con cálculos más sencillos de dosis absorbida para acabar implementando el TG-43 en el propio sistema de planificación.

También aparecen algunos autores médicos, necesarios para que nos dejaran captar las imágenes del paciente, con el correspondiente certificado ético, y que valoraron las imágenes obtenidas y la utilidad desde un punto de vista más clínico.

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

Ahora disponemos (aún sin marcado CE) de una herramienta para poder evaluar la distribución de dosis absorbida en un lecho quirúrgico. Existen, en ocasiones, zonas especialmente sensibles que ahora pueden ser identificadas y evitadas de una manera más eficiente.

Además, todo con herramientas como una Tablet o un Smartphone, disponibles para todos. Lo ideal en estos casos es tener imágenes DICOM del lecho quirúrgico con un TC intraoperatorio o un C-arm en quirófano, una herramienta muy útil, pero hasta que eso llegue a una comunidad como Aragón, podremos utilizar nuestra aplicación.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

De momento las repercusiones se ciñen a nuestro propio hospital, aún no podemos distribuir el programa, pero mientras, seguimos intentando evolucionarlo, como los pokémon. Las siguientes versiones esperamos que dispongan de la posibilidad de contar con imágenes DICOM previas del paciente, así como un algoritmo de cálculo más preciso.

Lo que aún no tenemos es nombre, así que, si a algún lector se le ocurre uno bueno y divertido, que no dude en escribirme.



Universal evaluation of MLC models in treatment planning systems based on a common set of dynamic tests

Saez J, Bar-Deroma R, Bogaert E, Cayez R, Chow T, Clark CH, Esposito M, Feygelman V, Monti AF, Garcia-Miguel J, Gershkevitch E, Goossens J, Herrero C, Hussein M, Khamphan C, Kierkels RGJ, Lechner W, Lemire M, Nevelsky A, Nguyen D, Paganini L, Pasler M, Pérez Azorín JF, Ramos Garcia LI, Russo S, Shakeshaft J, Vieilleigne L, Hernandez V
Radiother Oncol. 2023;186:109775.

Jordi Sáez

Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Clínic de Barcelona, Barcelona.
jordi.saez@gmail.com
<https://doi.org/10.1016/j.radonc.2023.109775>

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Este trabajo es una consecuencia de múltiples discusiones que Víctor Hernández y yo mismo hemos mantenido a lo largo de los años. En 2017 publicamos un artículo (*Phys. Med. Biol.* 62, 2017, 6688–6707) donde introducíamos unos tests dinámicos para el colimador multi-láminas (MLC) que nos permitían conocer con mucho detalle las características de la extensión lateral de las láminas del MLC (el denominado *tongue-and-groove*) a través de medidas con una cámara Farmer. En aquel artículo, a pesar de mostrar resultados solo para el sistema de planificación y cálculo (SPC) Eclipse (Varian Medical Systems), ya hacíamos un guiño a que el procedimiento era aplicable a cualquier SPC. Como continuación natural de aquel trabajo nos propusimos aplicar el método a otros SPC, como publicamos para RayStation (RaySearch Labs) unos años más tarde (*Phys. Med. Biol.* 65, 2020, 155006). Sin embargo, desde 2017 ya estábamos trabajando para aplicar nuestros conocimientos a otros MLCs y a otros SPCs. Así este trabajo lo iniciamos en 2017 con el desafío de incluir el mayor número de MLCs y de SPCs y demostrar así que una evaluación válida para cualquier MLC-SPC es posible.

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

Para completar con éxito este trabajo contamos con la colaboración de más de 20 centros repartidos por todo el mundo. Con un número tan grande de físicos implicados avanzar en el proyecto era complicado. Sin embargo, solo podemos estar agradecidos a todos por la paciencia y disponibilidad mostradas. Desde un punto de vista puramente técnico, la principal dificultad fue trabajar con sistemas de planificación que no conocíamos y a los que no teníamos acceso directo. La importación de objetos DICOM modificados en Mónaco (Elekta) fue la que intentamos primero y conseguirlo nos llevó varios meses de pruebas ensayo-error. En el caso de Pinnacle (Philips) fue necesario recurrir a su lenguaje de *scripting* propietario. Afortunadamente, incorporamos a Luis Isaac Ramos, gran experto en este SPC que nos allanó el camino. Cabe destacar que las medidas experimentales no entrañaban dificultad de ningún tipo para ninguno de los centros participantes.

Pero sin duda, quizás la mayor dificultad fue la redacción de un artículo que no profundizara en la parte más técnica del trabajo para conseguir una visión más generalista y agnóstica del problema de evaluación del MLC en los SPC. ¡Al final conseguimos escribir el artículo sin ninguna ecuación!

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

Uno de los resultados más importantes de este trabajo es que mostramos que es posible utilizar exactamente las mismas pruebas en diferentes modelos de colimadores multi-láminas (MLC) y diferentes sistemas de planificación y cálculo (SPC). ¡Evaluamos 16 combinaciones diferentes! El título del artículo intenta transmitir que el procedimiento que se describe se puede aplicar en cualquier caso. La cantidad y variedad de sistemas evaluados nos permitió extraer varias consideraciones, tanto a nivel experimental como de modelado del MLC en los SPC.

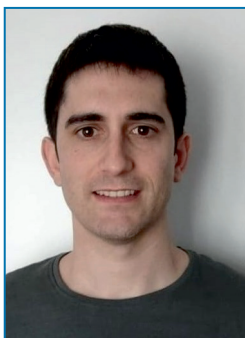
Por un lado, los resultados experimentales demuestran que existe poca variabilidad en las características dosimétricas del MLC para cada modelo: Millennium, HD120, Halcyon, Agility y MLCi2. Los valores de la transmisión promedio, así como la reducción de dosis debida al *tongue-and-groove*, son prácticamente idénticos en cada modelo. Solo observamos diferencias en los valores de *offset*, que se deben fundamentalmente a diferencias en la calibración del posicionamiento del MLC. Pero incluso para el *offset*, las diferencias en algunos modelos

son mínimas (Halcyon, Agility). Estos resultados contrastan con los obtenidos para los sistemas de planificación evaluados, que muestran una variabilidad mucho mayor, especialmente para Agility y HD120.

En nuestra opinión, es una muestra clara de las dificultades que los físicos encontramos para determinar de manera fiable algunos parámetros para el modelado del MLC al no disponer, hasta ahora, de pruebas suficientemente sencillas y sensibles. Y toda esta información la obtuvimos utilizando un detector que está disponible en cualquier departamento de física médica: ¡la cámara Farmer!

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Creemos que este trabajo es una invitación a la reflexión para los físicos médicos, sociedades científicas y grupos de auditorías de radioterapia. La consecuencia con el primer grupo, los físicos médicos a nivel individual, es que estos tests pueden ayudar a configurar el MLC y a comprender las limitaciones existentes en el modelo del SPC. Por otro lado, las recomendaciones recogidas en las guías de las sociedades científicas para el comisionado del MLC en los sistemas de planificación son actualmente muy inespecíficas. Nosotros hemos demostrado que es posible utilizar un mismo conjunto de pruebas directamente relacionado con las dosis promedio calculadas por los sistemas de planificación que aporta información muy detallada respecto al modelado del MLC. Por ello, creemos que este procedimiento, basado en medidas con una cámara Farmer y dosis promedio calculadas en el SPC, debería ser una herramienta clave para la configuración del MLC en los SPC. Finalmente, el procedimiento estándar para las auditorías de las técnicas de radioterapia de intensidad modulada es la realización de una prueba de principio a fin (E2E: *end to end*) habitualmente con un maniquí antropomórfico. Cuando el resultado de esta prueba es insatisfactorio no es posible determinar en qué etapa del proceso se produce el error. Sin embargo, los trabajos de IROC-MD Anderson apuntan a errores de modelado del haz, y concretamente del MLC, en el sistema de planificación como causa para la mayoría de centros que fallan. Nuestro trabajo demuestra que es posible obtener una información detallada del modelado del MLC de forma remota y sencilla por lo que el método que utilizamos podría constituir una herramienta complementaria en las auditorías E2E. Además, las auditorías E2E aportan información relativa al éxito o fallo de un único plan que puede no ser representativo de la práctica clínica habitual. Con la evaluación directa del MLC se dispondría de la información necesaria para valorar el impacto del modelado del MLC en cualquier plan.



Evaluation of a high resolution diode array for CyberKnife quality assurance

García-Fuentes JD, Sevillano D, Colmenares R, Capuz AB, Morís R, Cámara M, Galiano P, Williamson S, Béjar MJ, Prieto D, García-Vicente F
J Appl Clin Med Phys. 2023;24(9):e14053.

Juan David García Fuentes

Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario Ramón y Cajal, IRyCIS, Madrid.
juandavidgarciafuentes@gmail.com
<https://doi.org/10.1002/acm2.14053>

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

El trabajo parte de la necesidad de realizar pruebas de control de calidad en la unidad de tratamiento CyberKnife (Accuray, Sunnyvale, California, USA). Todos los protocolos y guías internacionales aluden a la placa radiocrómica como medio de verificación para la mayoría de pruebas. Sin embargo, el empleo de radiocrómicas conlleva una serie de dificultades relacionadas con su manipulación, irradiación y escaneo, entre otros. El postprocesado de las placas aumenta la duración de las pruebas y el incorrecto proceder puede conducir a resultados inesperados que no reflejan fielmente el estado de la unidad de tratamiento.

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

Hasta poco antes de este estudio, las matrices de alta resolución eran una buena herramienta para la verificación de tratamientos, pero ningún sistema comercial ofrecía la posibilidad de realizar control de calidad en CyberKnife mediante una matriz de detectores. Con su actualización a la versión 8.5.1, la matriz SRS MapCheck (Sun Nuclear, Florida, USA) se postula como una sustituta de la película radiocrómica para tres pruebas concretas del programa de control de calidad.

El principal reto fue garantizar que los resultados de la matriz son equivalentes a los de la placa radiocrómica, así como determinar si la matriz es tan sensible a los cambios en comparación con el procedimiento estándar utilizando la película radiocrómica.

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

Hemos determinado que en dos de las tres pruebas sugeridas la matriz detectora obtiene resultados comparables a la película radiocrómica. Además, es capaz de detectar cambios en las características del haz de una forma fiable, reproduciendo los errores introducidos de manera controlada. A estos resultados hay que añadir una mayor reproducibilidad de los resultados e independencia del operador que realiza la prueba, aspectos en los que mejora ampliamente a la película radiocrómica.

Para la tercera de las pruebas el procedimiento con la matriz es más complejo y los resultados no tienen la fiabilidad suficiente como para considerar un cambio en el procedimiento actual.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Estos resultados nos han dado la confianza necesaria para sustituir la película radiocrómica con la matriz de detectores para las dos pruebas mencionadas.

Con los nuevos procedimientos hemos ganado en tiempo, reproducibilidad de los resultados y simplicidad del método. Además, hemos logrado independencia de los resultados con respecto al operador que realiza las pruebas, al mismo tiempo que mantenemos la fiabilidad que la placa radiocrómica proporcionaba.



The use of a thin guide-wire for urethral definition in prostate SBRT treatments with Cyberknife

Sevillano D, Hervás A, García-Fuentes JD, Vallejo C, López F, Colmenares R, Capuz AB, Morís R, Cámara M, Galiano P, Williamson S, Chillida R, Béjar MJ, Prieto D, García-Vicente F

J Appl Clin Med Phys. 2023;24(8):e14006.

David Sevillano

Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario Ramón y Cajal, IRYCIS, Madrid.

dsevillano@gmail.com

<https://doi.org/10.1002/acm2.14006>

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Con la implementación de la SBRT de próstata con Cyberknife en el servicio se planteó la necesidad de buscar métodos para contorneo de la uretra. A su vez, se quería evitar cualquier procedimiento intervencionista durante el tratamiento, aunque este fuese imprescindible en la realización del TC de planificación. Es sabido que la sonda vesical convencional (sonda Foley) puede modificar la posición interna de la próstata, y esto no debería afectar al contorneo de la uretra si somos capaces de visualizar la próstata durante el tratamiento. Sin embargo, hay trabajos en los que se relata la modificación de la posición interna de la uretra con respecto a la próstata al utilizar este procedimiento (Dekura et al Radiat Oncol. 2019;14(1):226. doi:10.1186/s13014-019-1424-8). Se puede considerar que, cuanto menor sea el grosor del catéter utilizado, más realista será la posición de la uretra con respecto a la próstata.

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

Para modificar el sistema de sondaje, y emplear un sistema de guía metálica más fino que la sonda Foley, se contactó con el Servicio de Urología del hospital, que se encargó de formar al personal de enfermería en la utilización del nuevo sistema. Una vez implementada su utilización, a cada paciente se le realizaron dos TCs, uno con un catéter convencional y con la guía en su interior (este TC se realizaba para comprobar la correcta colocación de la sonda), y un segundo TC en el que se había retirado la sonda convencional, quedando solo la guía metálica, y que era el que se utilizaba para la planificación.

Fusionando ambos TCs a partir de las fiduciales de la próstata, se contornearon en todos los pacientes ambas uretras. Ambos contornos se exportaron a un programa propio para calcular las desviaciones existentes entre ellos en sectores concretos de la próstata, para poder hacer un estudio poblacional de estas desviaciones.

Para comprobar si el uso del nuevo sistema ofrecía ventajas en cuanto a la colocación de la próstata dentro de los parámetros geométricos permitidos por el equipo Cyberknife para realizar el tratamiento, se obtuvieron datos de las posiciones de la próstata, coordenadas de la mesa, interrupciones de tratamiento, etc.

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

Se obtuvieron márgenes para supuestos PRVs que cubriesen el 90% de los pacientes en caso de realizar el sondaje al paciente con un catéter convencional. Se observaron márgenes de hasta 2 cm en la zona más próxima a la vejiga, lo que hace inviable esta aproximación.

En cuanto a los datos obtenidos durante el tratamiento, al comparar la población inicial de pacientes tratados utilizando la sonda Foley y aquellos posteriores con la guía metálica, no se obtuvieron diferencias significativas ni en las interrupciones de tratamiento debidas a posicionamientos de la próstata fuera de tolerancias, o al número de imágenes utilizados para posicionar al paciente antes del tratamiento. Sí se encontró que, en aquellos pacientes con guía metálica, desaparecían los errores sistemáticos en la rotación de pitch de la próstata, sugiriendo que el sistema de guía metálica permite una visualización de la posición de la uretra más realista que la sonda Foley.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

El estudio presenta un potencial problema en aquellas técnicas que requieran el sondaje de la uretra y en las que esta situación no continúe durante la irradiación, la técnica más susceptible de verse afectada sería la braquiterapia prostática de baja tasa. Según nuestros datos, las dosis observadas en la uretra podrían verse seriamente modificadas al terminar el tratamiento. Otra técnica que podría verse afectada es la realización de boost concomitantes en nódulos visibles en próstata en los que la dosis en uretra es un factor limitante y en los que el alto número de sesiones dificultaría el sondaje diario del paciente.



Proton minibeam radiation therapy for treating metastases: A treatment plan study

Ortiz R, Belshi R, De Marzi L, Prezado Y
Med Phys. 2023;50(4):2463-2473.

Ramon Ortiz

University of California San Francisco, Department of Radiation Oncology, CA, USA.
ramon.ortizcatalan@ucsf.edu
<https://doi.org/10.1002/mp.16203>

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

La radioterapia por mini-haces de protones, o *proton minibeam radiation therapy* (pMBRT) es una innovadora técnica de radioterapia que utiliza haces de protones submilimétricos (entre 0.4 y 1.0 mm) separados por varios milímetros (entre 2 y 4 mm). Las distribuciones de dosis en pMBRT se caracterizan por regiones de alta dosis (dosis pico) intercaladas por áreas de baja dosis (dosis valle). En estudios preclínicos, esta técnica ha

demostrado una significativa reducción del daño al tejido sano (piel y tejido cerebral, principalmente) a corto y largo plazo, así como un control tumoral equivalente o superior, en comparación a la protonterapia estándar. Estos resultados promueven el planteamiento de los primeros ensayos clínicos con esta técnica. Este estudio pretende contribuir a la preparación de estos ensayos clínicos evaluando los potenciales beneficios de pMBRT para tratar metástasis cerebrales, en pulmón y en hígado a partir de la comparación de distribuciones de dosis en pMBRT, protonterapia estándar y radioterapia estereotáctica (principal opción radioterapéutica actualmente para este tipo de lesiones).

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

Aunque varios de los potenciales mecanismos radiobiológicos responsables de los beneficios de pMBRT han sido identificados, éstos aún no han sido modelados por completo ni las dosis de tolerancia de los tejidos sanos han sido determinadas. Para este estudio, poder predecir cuáles serían los efectos nocivos de la radiación en órganos de riesgo es imprescindible. Para ello, se adoptó una metodología basada en la premisa de que el daño en tejidos sanos está principalmente determinado por las dosis valle, como se sugiere en estudios preclínicos con haces micrométricos separados espacialmente. Estas dosis valle fueron convertidas a la dosis total normalizada a fracciones de 2 Gy para compararlas con dosis de tolerancia establecidas para la práctica clínica.

En el aspecto técnico, la optimización de los planes de tratamiento con pMBRT y el posterior cálculo de dosis no es posible aún con los softwares de planificación utilizados en la clínica. Las principales razones son que los modelos físicos y resolución en el cálculo de la dosis no son adecuados para resolver las interacciones y dimensiones de los mini-haces de protones. En este estudio se combinó el proceso de optimización de los planes de tratamiento utilizando un software de planificación clínico (ECLIPSE) con el cálculo de dosis de esos planes a partir de un software Monte Carlo (TOPAS). La simulación Monte Carlo fue parametrizada para incluir un colimador de mini-haces y los parámetros de los modelos físicos adecuados para simular el depósito de dosis.

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

Los planes de tratamiento con pMBRT resultaron en una cobertura del volumen tumoral equivalente a los planes de protonterapia convencional y radioterapia estereotáctica. Este resultado fue obtenido utilizando planes pMBRT de uno o dos campos de radiación y una sola fracción (como los usados en estudios preclínicos), estrategia que es raramente posible con técnicas convencionales debido a la excesiva toxicidad inducida a tejidos sanos. En cambio, en pMBRT, la dosis valle se mantuvo por debajo de las dosis de tolerancia de los órganos de riesgo. Además, la dosis media en estos órganos disminuyó en comparación a los planes estereotácticos. La reducción de los campos de radiación y fracciones con respecto a otras técnicas supone varias ventajas técnicas y radiobiológicas como por ejemplo la reducción de tiempo del tratamiento y prevenir incertidumbres de posicionamiento entre fracciones, así como reducir el volumen de tejido sano expuesto a un baño de bajas dosis.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Los resultados de este estudio pretenden guiar y promover las discusiones sobre la preparación de los ensayos clínicos con pMBRT. Por una parte, el estudio sugiere que pMBRT podría llevar a un aumento en el índice terapéutico en el tratamiento de metástasis. Además, subraya dos de los aspectos a abordar para la adaptación de las prácticas clínicas actuales a las singularidades de pMBRT y propone metodologías para avanzar en estos ámbitos.



Machine learning-based automatic proton therapy planning: Impact of post-processing and dose-mimicking in plan robustness

Borderías-Villarroel E, Huet Dastarac M, Barragán-Montero AM, Helander R, Holmstrom M, Geets X, Sterpin E
Med Phys. 2023;50(7):4480-4490.

Elena Borderías Villarroel

UCLouvain, Institut de recherche expérimentale et clinique, Molecular Imaging and Radiation Oncology Laboratory, Brussels, Belgium.
elena.borderias@uclouvain.be
<https://doi.org/10.1002/mp.16408>

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

En nuestro grupo de investigación, el laboratorio MIRO basado en Bruselas y que pertenece a la UCLouvain, varias de mis compañeras han trabajado en la creación de redes neuronales profundas (deep neural networks (DNN)) para la predicción de dosis. La principal motivación de este estudio fue intentar que los avances en estos modelos de predicción de dosis con inteligencia artificial se tradujeran en planes de protones clínicos generados de forma automática.

Las DNN son entrenadas en bases de datos de dosis clínicas para aprender la correspondencia entre una anatomía dada y la dosis clínica recibida. En otras palabras, estas DNN, reciben como *input* el CT del paciente con los contornos delineados y “aprenden” a dar como *output* correspondiente la distribución de dosis clínica para ese paciente. Sin embargo, una vez tenemos una dosis predicha por una DNN, ésta no puede utilizarse directamente. Tras la predicción de dosis, se obtiene la distribución de dosis que debería recibir el paciente en cada voxel del CT pero no sabemos cómo suministrar esa dosis ya que la información del plan es inexistente. Por ello, para alcanzar una automatización completa en la planificación del tratamiento, es necesario añadir una etapa de optimización que pueda proporcionar la información del plan de tratamiento. A este proceso de optimización que tiene como objetivo encontrar el plan capaz de suministrar una dosis similar a la dosis predicha se le conoce como dose-mimicking.

En el caso de la protonterapia, cuyas distribuciones de dosis son especialmente sensibles a los cambios de densidad en el paciente y a los errores de reposicionamiento debido al rango finito del protón, conviene que esta optimización (dose-mimicking) se realice de manera robusta. La dosis resultante de la optimización robusta (que incluye errores de *setup* y *range*) debe ser además evaluada para asegurar que el plan resultante es efectivamente robusto a los errores simulados durante el proceso de optimización. Además, un paso intermedio de post-processing (tras la predicción de dosis y previamente al dose-mimicking) puede aplicarse sobre la dosis predicha para facilitar que la dosis resultante de este proceso de planificación automático se ajuste a los objetivos clínicos.

La motivación de nuestro estudio fue estudiar la calidad y el valor clínico de estos planes de protones generados de manera automática. Por un lado queríamos conocer cuál era el impacto de aplicar el proceso post-processing, o no aplicarlo, y por otro lado, como la combinación del post-processing (o no) con dos algoritmos distintos de dose-mimicking afectaba la robustez de los planes de protones.

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

Uno de los mayores retos fue la integración total del proceso de automatización del tratamiento en el TPS (RayStation). Aunque este TPS tiene una interface de scripting bastante potente que permite automatizar muchos procesos no es siempre sencilla la integración. Otro reto fue encontrar los parámetros adecuados del dose-mimicking. Realizamos muchas iteraciones hasta dar con parámetros que proporcionaban planes que cumplían nuestros objetivos clínicos para la mayoría de los pacientes. Finalmente, otra de las dificultades fue el análisis de los datos ya que teníamos que ver si la calidad subóptima del plan (o su mejora respecto del plan manual) tenía su origen en la predicción de la dosis, en la aplicación del post-processing o en el propio dose-mimicking.

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

Los cuatro métodos de planificación automática generaron distribuciones de dosis que cumplieran con los objetivos clínicos. En muchos casos, incluso lograron reducir la dosis a los órganos de riesgo (OARs) en comparación con las dosis clínicas planificadas manualmente, especialmente al aplicar el post-processing. El potencial de reducción de la dosis en los OARs en pacientes con cáncer de cabeza y cuello es especialmente importante para disminuir los efectos secundarios, en particular la xerostomía y la disfagia, que tienen un gran impacto en la calidad de vida.

Desafortunadamente, esta mejora dosimétrica en los OARs debida al post-processing tuvo como consecuencia en algunos casos la pérdida de robustez de la dosis respecto a posibles errores en el tratamiento (*setup* y *range*). La pérdida de robustez se tradujo en estos casos en una pérdida de cobertura en el CTV en algunos de los escenarios evaluados. Además, también se demostró la superioridad del algoritmo de dose-mimicking basado en optimización voxel-wise respecto del otro dose-mimicking que utilizaba objetivos sobre volúmenes de isodosis durante la optimización.

Finalmente, este estudio demuestra que las dosis generadas con herramientas de planificación automática basadas en la predicción de la dosis deben someterse a un proceso iterativo de evaluación robusta que permita ajustar los parámetros tanto del post-processing como del dose-mimicking.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Las repercusiones de este estudio son diversas ya que existe una amplia gama de aplicaciones para los planes clínicos obtenidos a través de planificación automática. En primer lugar, podrían inferirse en pocos minutos los planes para diferentes modalidades de tratamiento (por ejemplo, protonterapia frente a radioterapia convencional), con el fin de derivar al paciente al tratamiento más óptimo. En segundo lugar, y en el contexto de apoyo a la planificación manual, los planes generados automáticamente podrían usarse como guía para informar al planificador sobre dónde hay margen de mejora. En tercer lugar, la carga de trabajo de planificación podría reducirse de manera significativa tomando el plan generado automáticamente como punto de partida y aplicando únicamente ligeras modificaciones. Además, la introducción de la automatización podría reducir la variabilidad entre planificadores y entre centros. Por último, la planificación automática podría permitir la amplia implementación de la protonterapia adaptativa en imágenes diarias de alta calidad (por ejemplo, imágenes de CT repetidas o CBCTs corregidos). En todos los escenarios mencionados anteriormente, la planificación automática permite ahorrar tiempo, utilizar eficientemente los recursos e incluso mejorar la calidad del plan generado manualmente.



A systematic analysis of the particle irradiation data ensemble in the key of the microdosimetric kinetic model: should clonogenic data be used for clinical relative biological effectiveness?

Suarez-Garcia D, Cortes-Giraldo MA, Bertolet A
Radiother Oncol. 2023;185:109730.

Alejandro Bertolet

Department of Radiation Oncology, Massachusetts General Hospital and Harvard Medical School, Boston, MA, USA.

abertoletreina@mgh.harvard.edu

<https://doi.org/10.1016/j.radonc.2023.109730>

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

En terapia con partículas, determinar la eficacia biológica relativa (RBE, por sus siglas en inglés) correspondiente a la fluencia de los haces empleados en cada punto del paciente es un problema central, especialmente cuando hablamos de partículas más pesadas que los protones, como iones de carbono o helio. La determinación de esta RBE se suele llevar a cabo mediante experimentos en ensayos in vitro, comparando la fracción de supervivencia clonogénica de poblaciones celulares expuestas a haces de referencia (rayos X o γ) y haces de

partículas. Estos resultados experimentales sirven para concebir y calibrar modelos que permitan predecir la RBE en la fase de planificación de tratamientos como función de las propiedades físicas de los haces, fundamentalmente la transferencia lineal de energía (LET, por sus siglas en inglés). En este sentido, esfuerzos como la base de datos PIDE (Particle Irradiation Data Ensemble), producida en el GSI alemán, ofrecen una recolección de experimentos realizados por diversos grupos, variando la calidad de la radiación a estudiar y las líneas celulares irradiadas. Sin embargo, la alta variabilidad entre experimentos y las diferencias fundamentales entre modelos biológicos in vitro e in vivo requieren análisis rigurosos y sistemáticos de estos resultados antes de lanzarse a proponer modelos para la práctica clínica.

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

Analizar resultados de ensayos en condiciones experimentales dispares representó el principal desafío de este trabajo. Decidimos centrarnos en el marco teórico del Microdosimetric Kinetic Model (MKM), usado en la práctica clínica de terapia con iones de carbono en Japón, y que ofrece explicaciones algo más profundas que el mero concepto de LET. En el MKM, la respuesta de una determinada célula a la radiación se relaciona con la dosis acumulada en regiones subnucleares llamadas dominios, que, a su vez, son específicos de cada célula o sistema biológico. El cálculo de estos dominios y las consideraciones y análisis estadísticos correspondientes representaron, a su vez, el mayor trabajo por hacer.

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

Para comprobar la variabilidad experimental y la validez del MKM, calculamos el valor mediano entre experimentos de cada línea celular, observando enormes variabilidades entre grupos diferentes e incluso experimentos similares en las mismas condiciones. Aunque las mismas tendencias de RBE creciente frente a la LET (o su versión microdosimétrica, lineal energy) hasta un cierto punto de saturación se observan en muchas de las líneas celulares incluidas en nuestro estudio, la magnitud de la RBE varía considerablemente, lo cual llama a la cautela a la hora de usar estos datos para calibrar y validar modelos de RBE.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

En general, este estudio transmite un mensaje a la comunidad experimental en radiobiología, abogando por una mayor estandarización de los métodos experimentales, así como un análisis sistemático de la aplicabilidad de los resultados en ensayos clonogénicos a organismos vivos. Igualmente, aquellos investigadores trabajando en modelos computacionales de biofísica y radiobiología deberían ser conscientes de la posibilidad de usar resultados parciales o sesgados para calibrar sus modelos y, asegurarse de usar enfoques más mecanísticos y basados en modelos biológicos más cercanos a un paciente que la supervivencia clonogénica in vitro.

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

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



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

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

PHILIPS
sense and simplicity





Reseñas de tesis doctorales

Diego García Pinto*

Comité de Redacción.

En este número de noviembre os traemos las reseñas de César Rodríguez Rodríguez y Clara Freijo Escudero que han sido defendidas en el año 2023.

César nos presenta en su trabajo titulado *“Dosimetría radiocrómica basada en promedios no locales y el crecimiento de dos fases del polímero”* un nuevo modelo de curva de respuesta que junto con la utilización de un algoritmo basado en promedios no locales permite reducir la incertidumbre en la estimación de la dosis utilizando películas radiocrómicas sin comprometer la resolución espacial de las mismas y que además simplifica considerablemente el proceso de calibración de estos sistemas.

Clara en su trabajo *“Modelos de transporte en imagen médica basados en ondas, rayos e inteligencia artificial”* nos presenta la implementación de modelos de transporte de radiación electromagnética, de partículas y propagación de ultrasonidos utilizando trazado de rayos, la propagación de ondas y redes neuronales. Posteriormente nos muestra su aplicación en áreas tan distintas como la radiografía de tórax, la tomografía computarizada de ultrasonidos y la verificación del rango en protonterapia.

Como en los anteriores números, me gustaría dar la enhorabuena a los nuevos doctores y doctoras que han defendido la tesis a lo largo del año 2023. Aprovecho para invitaros a todos y a todas a que os pongáis en contacto con nosotros para incluir vuestro trabajo y darlo a conocer en nuestra revista en números posteriores.

Un saludo a tod@s.

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



Dosimetría radiocrómica basada en promedios no locales y el crecimiento de dos fases del polímero

Autor: César Rodríguez Rodríguez

Directores: Diego García Pinto, Alfonso López Fernández

Lectura: 15/06/2023. Universidad Complutense de Madrid.

Enlace a la tesis completa:

Las películas radiocrómicas debido a su alta resolución espacial, baja dependencia energética y su práctica equivalencia a tejido blando son adecuadas para medir altos gradientes de dosis o regiones sin equilibrio electrónico. Los sistemas dosimétricos que las emplean como elemento sensible necesitan completarse con un sistema lector, normalmente un escáner de sobremesa de calidad fotográfica. En la práctica sus ventajas potenciales se ven contrarrestadas por incertidumbres que complican su utilización y reducen su utilidad.

El sistema se caracteriza mediante la curva de respuesta que relaciona la señal digital producida por el escáner con la dosis absorbida en la película. Esta curva no es lineal y en general se describe mediante modelos empíricos. A pesar de ser conocidos tanto el tipo de absorbentes de luz que la radiación genera como la descripción cuantitativa de la respuesta

espectral de estos absorbentes, hasta la fecha este conocimiento no ha sido incorporado en la formulación de los modelos.

Al digitalizar la película, el escáner genera señal en tres canales de color. La introducción en 2011 del procesamiento multicanal, que utiliza simultáneamente la información de los tres canales, supuso una mejora dosimétrica al reducir las incertidumbres asociadas a variaciones de espesor de la capa sensible.

En esta tesis se propone un modelo de curva de respuesta basado en la descripción de la diferente cinética de dos absorbentes diferentes. Se ha introducido también un procesamiento basado en un algoritmo de reducción de ruido por medio de promedios no locales. Ambos ítems se han combinado en un protocolo dosimétrico de digitalización única, en el que en la misma digitalización se calibra el sistema y se realiza la lectura de dosis.

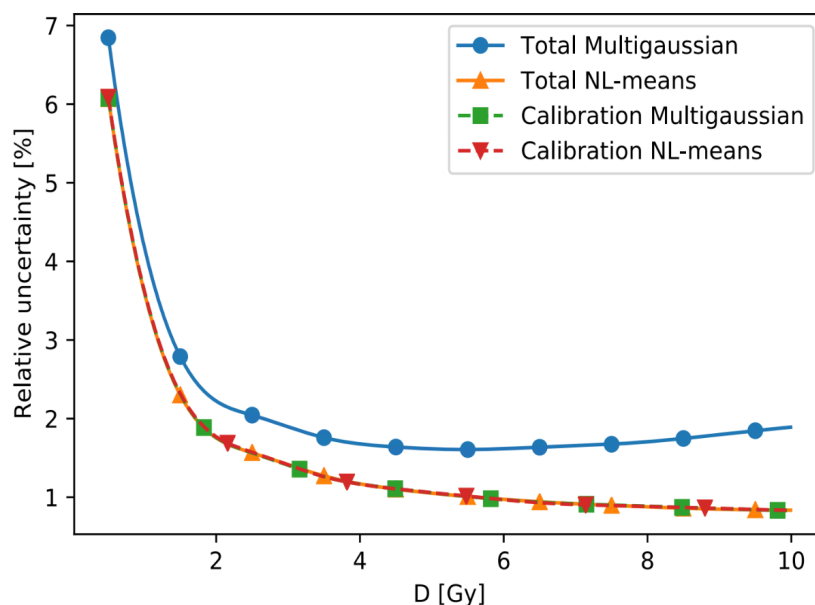


Fig. 1. Comparación de incertidumbres entre el procedimiento propuesto en la tesis frente a otro comúnmente aceptado. Se distingue entre la incertidumbre asociada a la calibración y la total, que combina las incertidumbres de calibración y lectura.

La curva de respuesta propuesta es una combinación lineal de dos curvas de saturación, una por cada absorbente. Los coeficientes lineales del modelo son determinados por el estado de la película y del escáner en el momento de la medida. Estos coeficientes lineales, que son los únicos parámetros libres de la curva de respuesta para un modelo de escáner y película dados, se pueden actualizar de manera robusta durante la digitalización a partir de una muestra de dosis absorbida conocida. El artefacto de respuesta lateral se corrige mediante la caracterización de la variación de estos coeficientes con la posición. Por su parte el procesamiento basado en promedios no locales supone una mejora

respecto a otros algoritmos multicanal aceptados, al no imponer una correlación en el ruido presente en cada canal.

En conclusión, la nueva curva de respuesta abre la posibilidad de consensuar entre usuarios las formas funcionales propias de un modelo de escáner y película, facilitando la calibración del sistema. Además el procesamiento basado en promedios no locales disminuye las incertidumbres dosimétricas por su capacidad para reducir el ruido sin comprometer la resolución espacial y sin requerir múltiples imágenes facilitando la implementación de un procesamiento de digitalización única.



Modelos de transporte en imagen médica basados en ondas, rayos e inteligencia artificial

Autor: Clara Freijo Escudero

Director: Joaquín López Herraiz

Lectura: 06/10/2023. Universidad Complutense de Madrid.

Enlace a la tesis completa:

La imagen médica emplea distintos tipos de radiación para obtener información de la anatomía y fisiología de los pacientes. La selección del modelo físico para describir el transporte de la radiación en el cuerpo influye tanto en la calidad diagnóstica de las imágenes como en el tiempo necesario para obtenerlas. En esta tesis, se implementaron distintos modelos de transporte de radiación electromagnética, de partículas y acústica utilizando trazado de rayos, ondas y redes neuronales (NN) en tres modalidades de imagen médica: radiografía de tórax (CXR), tomografía computarizada por ultrasonido (USCT) y verificación del rango en protonterapia.

En CXR, la dispersión de los fotones en el paciente reduce el contraste de la imagen. Para estimar y corregir esa dispersión, se entrenaron varias redes neuronales utilizando CXRs simuladas con un código Monte Carlo de trazado de rayos. Todos los modelos demostraron una buena precisión, siendo ligeramente mejores aquellos que emplean rayos X de energía dual. Además, se comprobó que el contraste en regiones de pulmón afectadas por COVID-19 aumenta tras corregir la radiación dispersada.

Por otro lado, la imagen de USCT proporciona información cuantitativa de las propiedades acústicas de los tejidos, como la velocidad del sonido (SoS).

Mediante un conjunto de transductores situados alrededor del objeto de estudio, se pueden realizar medidas de la transmisión y reflexión de ondas acústicas. Para reconstruir los mapas de SoS de forma rápida y precisa, presentamos un nuevo algoritmo que combina métodos de inversión de onda completa (FWI) y trazado de rayos. Este método se validó con datos medidos en dos maniqués, obteniendo muy buena resolución y precisión en un tiempo suficientemente rápido para aplicaciones preclínicas.

Finalmente, el modelado eficiente del transporte de radiación se aplicó al campo de la protonterapia. La protonterapia es una técnica para tratar tumores con alta precisión que permite reducir la dosis depositada en tejidos sanos. Sin embargo, esa alta precisión requiere métodos para verificar que la dosis depositada coincide con la planificada. Uno de los métodos propuestos es el de la protoacústica, que emplea las señales de ultrasonido inducidas por los haces de protones. En esta tesis, el plan de tratamiento se empleó para simular de forma realista las señales acústicas inducidas que se producirían en la irradiación. Esas simulaciones sirven para estimar la posición de la dosis máxima a partir de las señales acústicas medidas mediante el uso de diccionarios y/o redes neuronales. La capacidad de ambos métodos

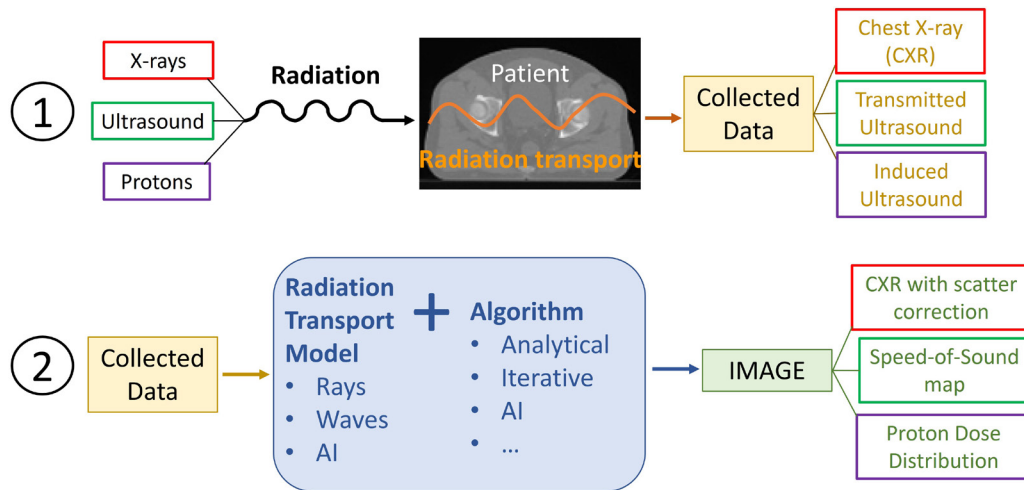


Fig. 1. Representación esquemática del trabajo de esta tesis.

para detectar errores de deposición de dosis se evaluó en un estudio de simulación de próstata, siendo capaces de identificar variaciones en el rango con una precisión del orden de 1 mm y en un tiempo de 100 ms, permitiendo la verificación en tiempo real.

Esta tesis destaca la importancia de elegir el modelo de transporte de radiación adecuado en imagen médi-

ca para cada caso. Si la prioridad es un menor tiempo de reconstrucción, se prefieren modelos aproximados o preentrenados; si se necesita una mejor calidad de imagen, es necesario usar modelos más realistas. Los métodos de Inteligencia Artificial pueden lograr un rendimiento rápido y de alta calidad, pero requieren cálculos extensos y muchas pruebas de verificación.

Información para los autores

Objetivos de la *Revista de Física Médica*

La *Revista de Física Médica* (Rev Fis Med) es el medio de difusión científica oficial de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM). Sus objetivos son dar a conocer trabajos científicos originales en español, servir de instrumento de opinión y debate y facilitar la educación continuada para todos los interesados en la Física Médica.

Para cumplir sus objetivos, la *Revista de Física Médica* publica artículos de carácter teórico, experimental y docente relacionados con la Física en las Ciencias de la Salud dentro de alguna de las categorías que se describen en las siguientes normas de publicación. La *Revista de Física Médica* también incluirá otras secciones para dar cabida a opiniones, debates y noticias de interés generadas dentro de la SEFM.

Normas generales de presentación de los originales

Los autores deberán incluir los originales enviados para su publicación bajo la forma de alguna de las siguientes categorías: (1) *Artículo de revisión*, (2) *Artículo científico*, (3) *Revisión técnica*, (4) *Comentario* y (5) *Cartas al Director*. El editor asociado podrá recomendar a los autores la conveniencia de adaptar su trabajo a una categoría diferente de la presentada, a instancias del Comité de Redacción o como consecuencia del proceso de revisión.

- (1) El *Artículo de revisión* es un estudio sobre un tema de interés general y de actualidad en el campo de la Física Médica. En general se hará por invitación directa del Comité de Redacción, aunque también se aceptarán aportaciones no invitadas. Los diferentes Grupos de Trabajo de la SEFM podrán enviar sus informes y conclusiones a esta sección. El proceso de revisión de los originales se realizará directamente por el Comité de Redacción de la *Revista de Física Médica*. Sin extensión y estructura fija, podrá contener texto, gráficas, tablas y bibliografía.
- (2) El *Artículo científico* supone la presentación de una investigación experimental, teórica o metodológica original. Se estructura bajo los siguientes epígrafes: *título* (en español e inglés), *autores*, *palabras clave* (en español e inglés), *resumen* (en español e inglés), *introducción*, *material y métodos*, *resultados*, *discusión*, *conclusiones* y *bibliografía*. Los trabajos presentados en esta sección serán sometidos a un proceso de revisión por un miembro del Comité de Redacción (*editor asociado*) y por al menos dos personas independientes, expertas en la materia, designadas por el Comité de Redacción.
- (3) La *Revisión técnica* es en general un informe extenso de una serie de medidas, en forma de tablas o gráficas, acompañadas de texto, que describe las condiciones y metodología de la medición. Estará sometida al mismo proceso de revisión que los artículos científicos y no tendrá extensión fija.
- (4) El *Comentario* es un trabajo que no puede encuadrarse en ninguno de los tipos anteriores, pero que trata sobre algún aspecto relevante en el área de Física Médica. En particular, se incluirán dentro de esta categoría los artículos de opinión y las reflexiones acerca de un tema de interés. El proceso de revisión de los originales se realizará directamente por el Comité de Redacción de la *Revista de Física Médica*. Los comentarios no tendrán una extensión y estructura fijas.
- (5) Las *Cartas al Director* incluirán título, autor y texto y no podrán sobrepasar las 750 palabras. El Comité de Redacción de la *Revista de Física Médica* tomará la decisión sobre su publicación completa o abreviada.

El autor que presente un trabajo para su publicación (en adelante, *autor responsable*) ha de tener la representatividad otorgada por el resto de los firmantes, certificando la autoría y participación de los otros autores. Véase al respecto la sección Autoría. A él se dirigirá la *Revista de Física Médica* de forma oficial en cualquiera de las fases del proceso de publicación.

Los trabajos se presentarán en lengua española. Se aceptarán las peculiaridades del español provenientes de cualquier país de habla hispana. Se insta a los autores a revisar cuidadosamente las estructuras gramaticales y la terminología utilizada, evitando términos confusos o no habituales para la mayoría de los lectores. Un artículo que no cumpla estos requisitos podrá ser devuelto a los autores sin iniciar el proceso de revisión científica.

Los artículos enviados a la *Revista de Física Médica* no podrán haber sido publicados o estar en fase de publicación en otras revistas o medios electrónicos (véase la excepción en Posibilidad de una publicación no original). El autor responsable deberá elaborar una carta de presentación con dicha declaración. En dicha carta se incluirán su dirección completa, correo electrónico y teléfono, así como el resto de información relevante, junto con el título del trabajo y la categoría a la que corresponde el original.

En los trabajos de las categorías (2) y (3), en el título, resumen o cuerpo del trabajo no podrá aparecer ninguna indicación que permita identificar al autor o autores o su adscripción a un grupo de investigación o centro específico.

Presentación y preparación de originales

Los originales de los trabajos sometidos a publicación y la carta de presentación se enviarán en soporte informático a la dirección electrónica revistafisicamedica@crein.com, indicando el programa informático utilizado.

Las hojas se numerarán correlativamente y se indicarán los números de línea en todas ellas para facilitar la tarea de revisión de los originales. Las ilustraciones y tablas se aportarán en hojas aparte del cuerpo principal del trabajo precedidas por una lista de pies de figura y tablas.

Los autores presentarán especial atención a las siguientes normas de edición:

- (1) Abreviaturas, símbolos, unidades, etc. Como abreviaturas se utilizarán las reconocidas nacional o internacionalmente con carácter general, y se evitará su uso en el título y en el resumen. Las abreviaturas no habituales o específicas de un campo se explicarán la primera vez que se introduzcan en el texto. La abreviatura irá precedida del término completo al que corresponde. Se utilizará en lo posible el Sistema Internacional de Unidades y sus nombres en español.

- (2) Expresiones matemáticas.
- Se numerarán de forma correlativa según su orden de aparición en el texto siguiendo el formato (1), (2), etc. Se citarán del mismo modo.
 - Si los autores usan un procesador de textos que tenga editor de ecuaciones se recomienda utilizarlo.
- (3) Ilustraciones (gráficas y fotografías).
- Se numerarán de forma correlativa según su orden de aparición en el texto siguiendo el formato fig.1, fig.2, etc. Se citarán del mismo modo.
 - Los pies de las ilustraciones se presentarán en hoja aparte.
 - Se adjuntará un fichero individual para cada ilustración en formato JPG, JPEG, TIFF, PS u otros formatos de imagen con calidad suficiente.
 - Todos los textos y etiquetas incluidos en las ilustraciones se presentarán en español.
 - En el caso de que alguna ilustración proceda de otra publicación el autor responsable deberá disponer de la correspondiente autorización, que se acompañará junto con la misma. En el pie de la ilustración se mencionará la fuente y el permiso.
- (4) Palabras clave. En los trabajos remitidos dentro de las categorías (1), (2) y (3) se incluirá una relación de 4 ó 5 palabras clave representativas del trabajo, en español y en inglés.
- (5) Referencias bibliográficas.
- Se numerarán de forma correlativa según su orden de aparición en el texto siguiendo el formato ^{1,2, 3-6} etc.
 - En el texto constará siempre la numeración de la cita, vaya o no acompañada del nombre de los autores; cuando se mencionen éstos, si se trata de un trabajo realizado por dos, se mencionarán ambos, y si se trata de más de dos se citará el primero seguido de la expresión “et al.” o “y cols.”
 - Las abreviaturas de las revistas que se citen serán las oficialmente reconocidas en los índices nacionales o internacionales.
 - Los autores son los responsables de la exactitud de las citas. Se ruega ser especialmente cuidadoso en este aspecto. El autor deberá comprobar las referencias cotejándolas con los documentos originales.
 - Las referencias deben ser accesibles en la literatura científica. Las citaciones del tipo comunicaciones privadas, información comercial, manuales o textos sin ISBN y direcciones de Internet se incluirán como notas a pie de página.
 - Las referencias bibliográficas se listarán en la sección *bibliografía* al final del texto según las normas de Vancouver. Ejemplos:

Revistas

- Pérez L, Martínez A, Sánchez JL. Una nueva metodología para el control de calidad de fósforos fotoestimulables. *Rev Fis Med* 2005;2:127-35.
- Pérez L, Martínez A, Sánchez JL. Una nueva metodología para el control de calidad de fósforos fotoestimulables. Parte II. *Rev Fis Med* (en prensa).
(más de 6 autores)
- Parkin DM, Clayton D, Black RJ, Masuyer E, Friedl HP, Ivanov E, et al. Childhood leukaemia in Europe after Chernobyl: 5 year follow-up. *Br J Cancer* 1996;73:1006-12.

Libros

- Ringsven MK, Bond D. *Gerontology and leadership skills for nurses*. 20 ed. Albany (NY): Delmar Publishers;1996.

Capítulos de libros

- Phillips SJ, Whisnant JP. Hypertensión and stroke. In: Laragh JH, Brenner BM, editores. *Hypertensión: pathophysiology, diagnosis and management*. 20 ed. Nueva York: Raven Press;1995. p. 465-78.

Ponencia en conferencia

- Bengtsson S, Solheim BG. Enforcement of data protection, privacy and security in medical informatics. En: Lun KC, Degoulet P, Piemme TE, Rienhoff O, editors. *MEDINFO 92. Proceedings of the 7th World Congress on Medical Informatics*; 1992 Sep 6-10; Ginebra, Suiza. Amsterdam: North-Holland; 1992. p. 1561-5.

- (6) Traducción al inglés: Con el fin de alcanzar una mayor difusión de los artículos publicados por la *Revista de Física Médica*, se ofrece a los autores la posibilidad de editar una versión en inglés de su trabajo en la página web de la Revista. La traducción será realizada en todo caso por los propios autores, aunque la *Revista de Física Médica* asumirá el proceso de edición final de acuerdo con los criterios establecidos por el Comité de Redacción.
- (7) Resumen.
- En las categorías (1), (2) y (3) se incluirá un resumen en español y otro en inglés, que para las categorías (1) y (2) no excederán de 200 palabras. Para la categoría (3) el número de palabras se limita a 100.
- (8) Tablas.
- Se numerarán de forma correlativa según su orden de aparición en el texto siguiendo el formato tabla 1, tabla 2, etc. Se citarán del mismo modo.
 - En lo posible se evitarán tablas de tamaño excesivo.
 - En general, las tablas deberían poder interpretarse sin necesidad de acudir a explicaciones en el cuerpo del texto; por ello, en el caso en que sea necesario, deben utilizarse notas al pie de las tablas para que su comprensión sea completa.
 - La nueva ortografía de la lengua española indica (pag. 666): “...Con el fin de promover un proceso tendente a la unificación, se recomienda el uso del punto como signo separador de los decimales”. Esta afirmación se hace tras indicar que hay países de habla española que emplean el punto y otros la coma. Se trata, por tanto, de una recomendación; al igual que lo era antes el uso de la coma. Nos atenemos, por consiguiente, a ella.

Autoría

A la hora de determinar la autoría de un trabajo, el autor responsable y el resto de autores deben garantizar que cualquier individuo o grupo que haya realizado una contribución significativa al trabajo tenga la oportunidad de aparecer en la relación de autores. De acuerdo con los requisitos de uniformidad publicados por el Comité Internacional de Editores de Revistas Médicas (ICMJE), el reconocimiento de la autoría debe basarse en: (1) las aportaciones importantes a la idea y el diseño del estudio, a la recogida de datos o a su análisis e interpretación; (2) la redacción del borrador del artículo o la revisión crítica de su contenido intelectual, y (3) la aprobación final de la versión que va a publicarse. Los autores deben cumplir estas tres condiciones. La recaudación de fondos, la recogida de datos o la supervisión general del grupo de investigación no justifican por sí solas la autoría.

La participación de los autores en el trabajo debe ser suficiente como para aceptar públicamente la responsabilidad de la parte a su cargo del contenido. El orden de los autores en la publicación debería ser una decisión compartida de los coautores, que deben ser capaces de explicar el orden en el que aparecen sus nombres.

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.

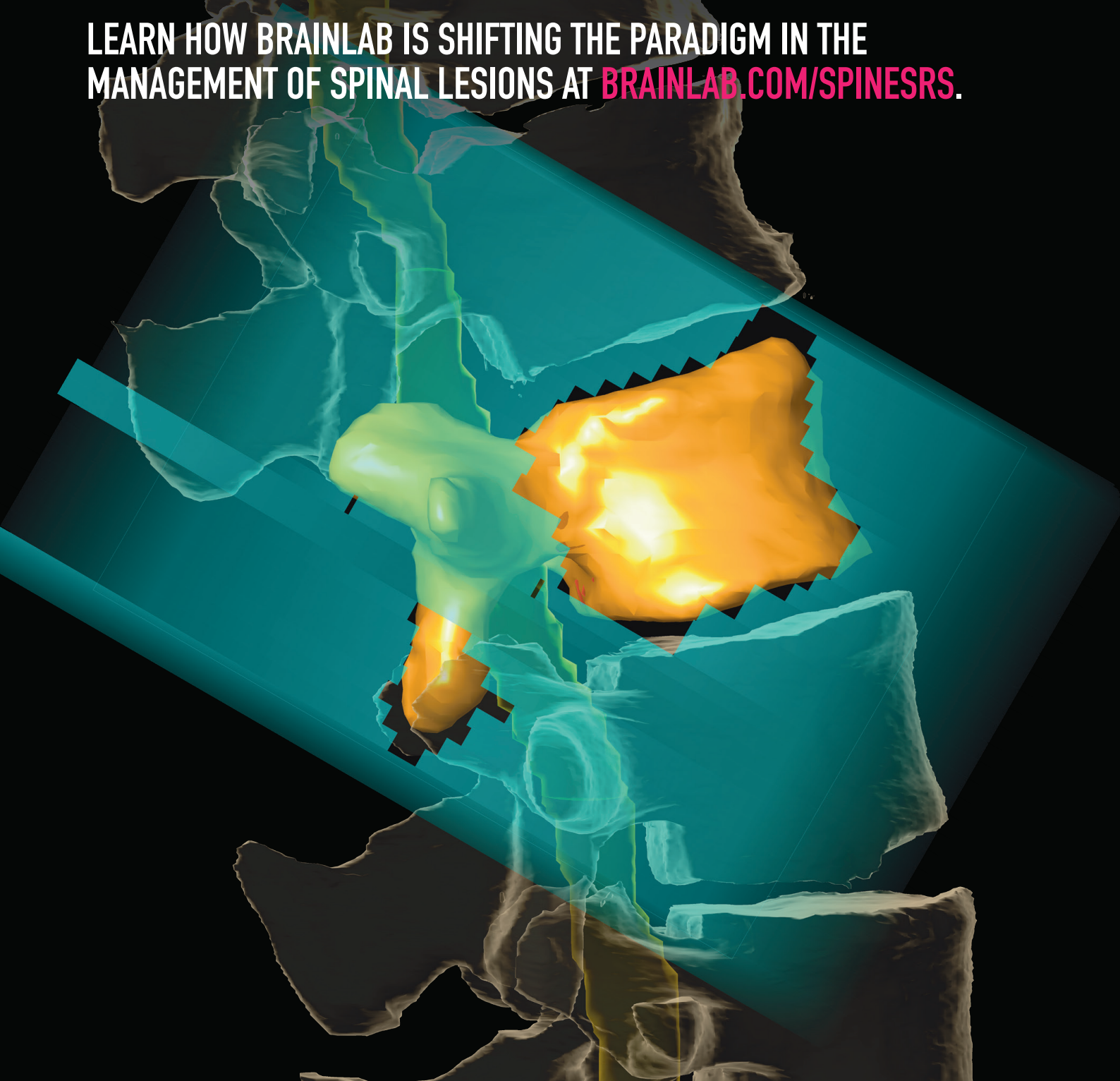
En todo lo no regulado en las presentes normas, y en caso de conflicto ético, se seguirá el código deontológico de la Sociedad Española de Física Médica.

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.

SPINE SPECIFIC SOLUTIONS. FAST, CONSISTENT PLANNING. STEEP DOSE FALLOFF.

LEARN HOW BRAINLAB IS SHIFTING THE PARADIGM IN THE
MANAGEMENT OF SPINAL LESIONS AT [BRAINLAB.COM/SPINESRS](https://www.brainlab.com/spinesrs).





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	

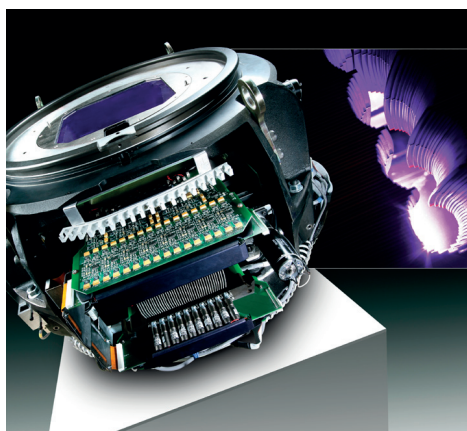
Secretaría Técnica SEFM
Plaza Alqueria de la Culla, 4. Oficina 804
46910 Alfafar (Valencia)
Tel. 960 11 06 54
e-mail: secretaria@sefm.es

FIRMADO:

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



Índice de autores *Revista de Física Médica 2023*

- Adaimi Hernandez, P: *ver* Pozo Rodriguez, G **2023;24(2):35**
- Almendral Manzano, P: *ver* Martínez Albaladejo, M **2023;24(1):63**
- Ambroa Rey, E: *ver* Martínez Albaladejo, M **2023;24(1):63**
- Barbés Fernández, B: Rastreo del movimiento respiratorio por medio de un sistema óptico. **2023;24(2):27**
- Botella Faus, P: *ver* Prieto Martín, C **2023;24(1):13**
- Botella Faus, P: *ver* Prieto Martín, C **2023;24(1):21**
- Botella Faus, P: *ver* Fayos-Solá Capilla, R **2023;24(1):43**
- Botella Faus, P: *ver* Pozo Rodriguez, G **2023;24(2):35**
- Burguete Mas, J: *ver* Barbés Fernández, B **2023;24(2):27**
- Cabello Murillo, E: *ver* Pozo Rodriguez, G **2023;24(2):35**
- Castro Tejero, P: *ver* Fayos-Solá Capilla, R **2023;24(1):43**
- Chamorro Serrano, P: *ver* Prieto Martín, C **2023;24(1):13**
- Chamorro Serrano, P: *ver* Prieto Martín, C **2023;24(1):21**
- Crelgo Alonso, D: *ver* Sánchez Galiano, P **2023;24(1):29**
- Cuenca, T: *ver* Martí-Climent, JM **2023;24(2):13**
- Díaz Fuentes, R: *ver* Pozo Rodriguez, G **2023;24(2):35**
- Echegoyen, P: *ver* Martí-Climent, JM **2023;24(2):13**
- Fayos-Solá Capilla, R: Análisis de un protocolo de radioterapia guiada por imagen con marcadores fiduciales en radioterapia prostática hipofraccionada. **2023;24(1):43**
- Fernández Cerezo, S: *ver* Sánchez Galiano, P **2023;24(1):29**
- Fernández García, J: *ver* Sánchez Galiano, P **2023;24(1):29**
- Ferrer Gracia, CL: *ver* Martínez Albaladejo, M **2023;24(1):63**
- Gaitan Simon, A: *ver* Pozo Rodriguez, G **2023;24(2):35**
- García Castañón, P: *ver* Prieto Martín, C **2023;24(1):13**
- García Castañón, P: *ver* Prieto Martín, C **2023;24(1):21**
- Guardado Gonzalez, SG: *ver* Pozo Rodriguez, G **2023;24(2):35**
- Hernández González, D: *ver* Fayos-Solá Capilla, R **2023;24(1):43**
- Honorato Hernández, S: *ver* Prieto Martín, C **2023;24(1):13**
- Honorato Hernández, S: *ver* Prieto Martín, C **2023;24(1):21**
- Lliso Valverde, F: *ver* Martínez Albaladejo, M **2023;24(1):63**
- Lozano Martínez, FR: Modelo de ajuste del perfil de dosis de un tc sobre un maniquí estandar de cabeza de PMMA. **2023;24(1):51**
- Manzano Rodriguez, M: *ver* Pozo Rodriguez, G **2023;24(2):35**
- Martí-Climent, JM: Puesta en funcionamiento de una instalación de protonterapia: Guía para preparar la documentación requerida. **2023;24(2):13**
- Martín Rodríguez, Z: *ver* Sánchez Galiano, P **2023;24(1):29**
- Martínez Albaladejo, M: Diseño y resultados de la encuesta sobre control de calidad de aceleradores lineales. **2023;24(1):63**
- Martínez-Francés, E: *ver* Martí-Climent, JM **2023;24(2):13**
- Martínez Gómez, LC: *ver* Lozano Martínez, FR **2023;24(1):51**
- Milanés Gaillet, AI: *ver* Pozo Rodriguez, G **2023;24(2):35**
- Morán, V: *ver* Martí-Climent, JM **2023;24(2):13**
- Muñoz Santoro, T: *ver* Barbés Fernández, B **2023;24(2):27**
- Pérez-Alija Fernández, J: *ver* Martínez Albaladejo, M **2023;24(1):63**

- Perez-Regadera Gomez, J: *ver* Pozo Rodriguez, G **2023;24(2):35**
- Pozo Rodriguez, G: Taquicardia ventricular recurrente: informe de tres casos de radioablación cardíaca. **2023;24(2):35**
- Prieto, E: *ver* Martí-Climent, JM **2023;24(2):13**
- Prieto Martín, C: Diseño de un sistema local de notificación y aprendizaje de sucesos en radioterapia basado en SAFRON. **2023;24(1):13**
- Prieto Martín, C: Design of a local incident learning system in radiotherapy based on SAFRON. **2023;24(1):21**
- Roch González, M: *ver* Fayos-Solá Capilla, R **2023;24(1):43**
- Rojo Navarrete, D: *ver* Pozo Rodriguez, G **2023;24(2):35**
- Rosado del Castillo, R: *ver* Prieto Martín, C **2023;24(1):13**
- Rosado del Castillo, R: *ver* Prieto Martín, C **2023;24(1):21**
- Sánchez Galiano, P: Una herramienta informática para la planificación automática de los tratamientos de arcoterapia con intensidad modulada volumétrica. **2023;24(1):29**
- Sánchez Ruipérez, J: *ver* Sánchez Galiano, P **2023;24(1):29**
- Simón de Blas, R: *ver* Prieto Martín, C **2023;24(1):13**
- Simón de Blas, R: *ver* Prieto Martín, C **2023;24(1):21**
- Soria, L: *ver* Martí-Climent, JM **2023;24(2):13**
- Tortosa Oliver, R: *ver* Martínez Albaladejo, M **2023;24(1):63**
- Vilches Pacheco, M: *ver* Martínez Albaladejo, M **2023;24(1):63**
- Villacé Gállego, A: *ver* Sánchez Galiano, P **2023;24(1):29**
- Viñals Muñoz, A: *ver* Fayos-Solá Capilla, R **2023;24(1):43**
- Zapatero Laborda, A: *ver* Fayos-Solá Capilla, R **2023;24(1):43**

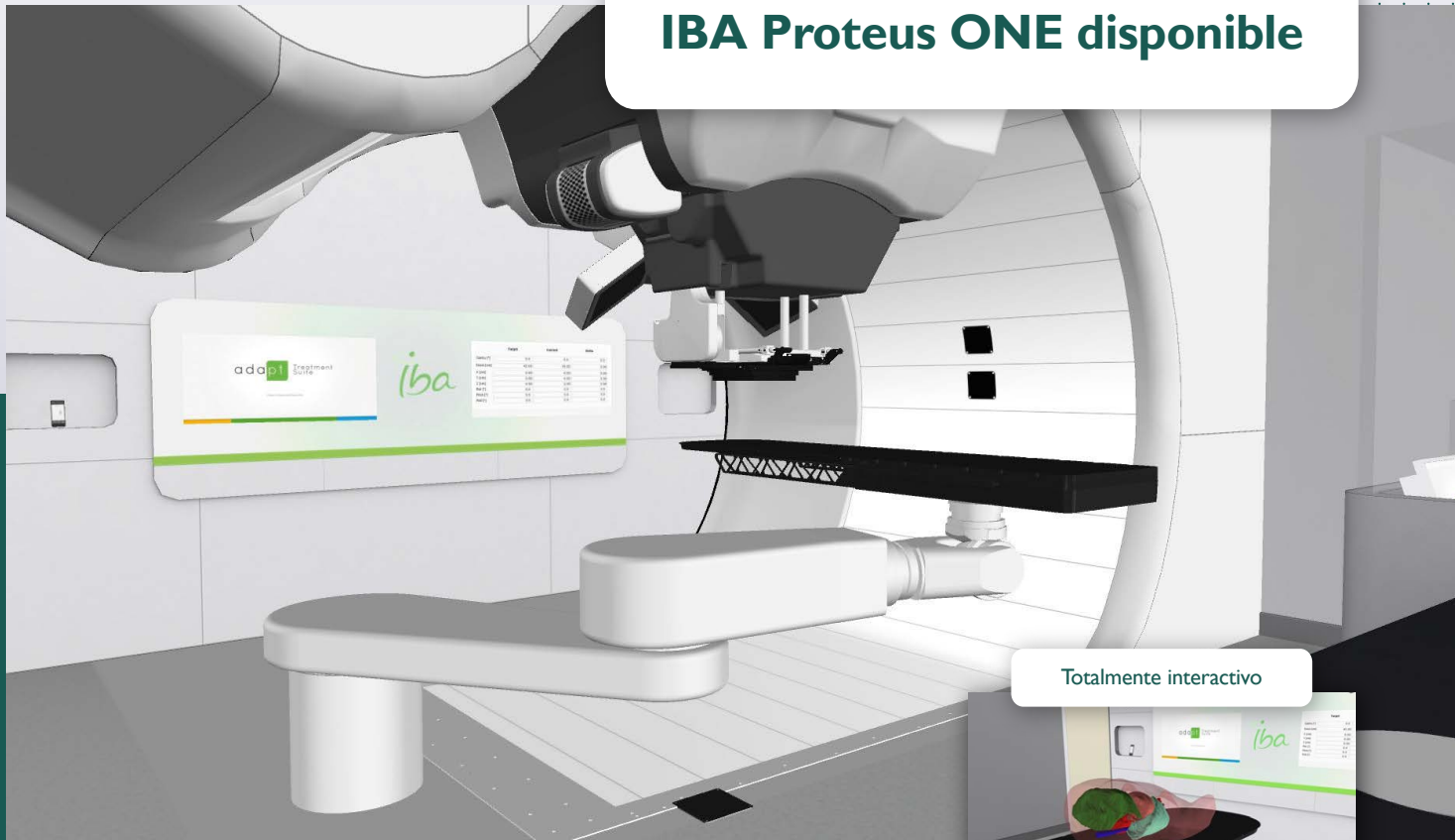


La Dirección y el Comité de Redacción de la *Revista de Física Médica* agradecen la colaboración de los siguientes asesores científicos durante el año 2023:

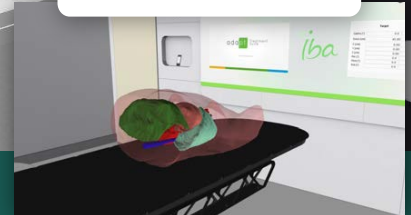
Miguel Ángel de la Casa Julián
Clara Navarro Ibarra
Daniel Prieto Morán
Fernando Sierra Díaz
Álvaro Perales Molina
Víctor González Pérez
Alfonso Villacé Gallego
Patricia Sánchez Rubio
M^a Aurora Vicedo González
Cristina Ansón Marcos
Francois Lliso Valverde
Juan Castro Novais

Simulador de protonterapia VERT para formación

IBA Proteus ONE disponible



Totalmente interactivo



Modelos de administración de dosis



Comparación de distribución de dosis



Mejora el plan de estudios actual con tecnología punta.



Introduce las últimas técnicas clínicas sin necesidad de prácticas en clínica.



Compara los planes de tratamiento con protones y fotones.



Garantiza que los estudiantes reciban enseñanzas y competencias más actualizadas.



Póngase en la vanguardia de la enseñanza de radioterapia.

VERTUAL

Distribuido en España por:

APLICACIONES TECNOLÓGICAS | RADIATION PROTECTION & MEDICAL

Tel: (+34) 91 352 54 54 | atfísica@atfísica.com | www.atfísica.com



Vaya más allá

Diseñada para aumentar la capacidad, la flexibilidad y la eficiencia de la radioterapia, la terapia Ethos™ transforma el tratamiento contra el cáncer.

La terapia Ethos, la solución Adaptive Intelligence™ de Varian, es un avance revolucionario en la terapia adaptativa que le permite ir más allá de lo que creía que podía conseguir en la lucha contra el cáncer. Ethos le permite **ver más...** para poder **saber más...** y está diseñada para ayudarle a **tratar el cáncer con más precisión...** y poder adaptar y personalizar el tratamiento de cada paciente, cada día.

Pruebe la terapia Ethos en varian.com/ethos y vaya más allá en su capacidad para tratar a cada paciente.

Información sobre seguridad: la radiación puede provocar efectos secundarios y no ser adecuada para todos los tipos de cáncer. Si desea más información, visite www.varian.com/safety.

© 2019, 2020 Varian Medical Systems, Inc., Varian y Varian Medical Systems son marcas registradas de Varian Medical Systems, Inc. y Adaptive Intelligence y Ethos son marcas de Varian Medical Systems, Inc.

varian

ETHOS™

Índice

Editorial	11
Artículos científicos	
Puesta en funcionamiento de una instalación de protonterapia: Guía para preparar la documentación requerida <i>Josep M Martí-Climent, Verónica Morán, Leticia Soria, Evangelina Martínez-Francés, Teresa Cuenca, Pablo Echegoyen, Elena Prieto</i>	13
Rastreo del movimiento respiratorio por medio de un sistema óptico <i>Benigno Barbés Fernández, Tomás Muñoz Santoro, Javier Burguete Mas</i>	27
Nota técnica	
Taquicardia ventricular recurrente: informe de tres casos de radioablación cardíaca <i>Gustavo Pozo Rodríguez, Sandra Giselle Guardado Gonzalez, Eduardo Cabello Murillo, Pedro Adaimi Hernandez, Raúl Díaz Fuentes, Ana Isabel Milanes Gaillet, Angel Gaitan Simon, Marta Manzano Rodriguez, Paloma Botella Faus, Daniel Rojo Navarrete, Jose Perez-Regadera Gomez</i>	35
Revisión de artículos	43
Reseñas de tesis doctorales	57

