

ISSN 1576-6632

revista de

FÍSICA MÉDICA

num.

1

vol.

26

año

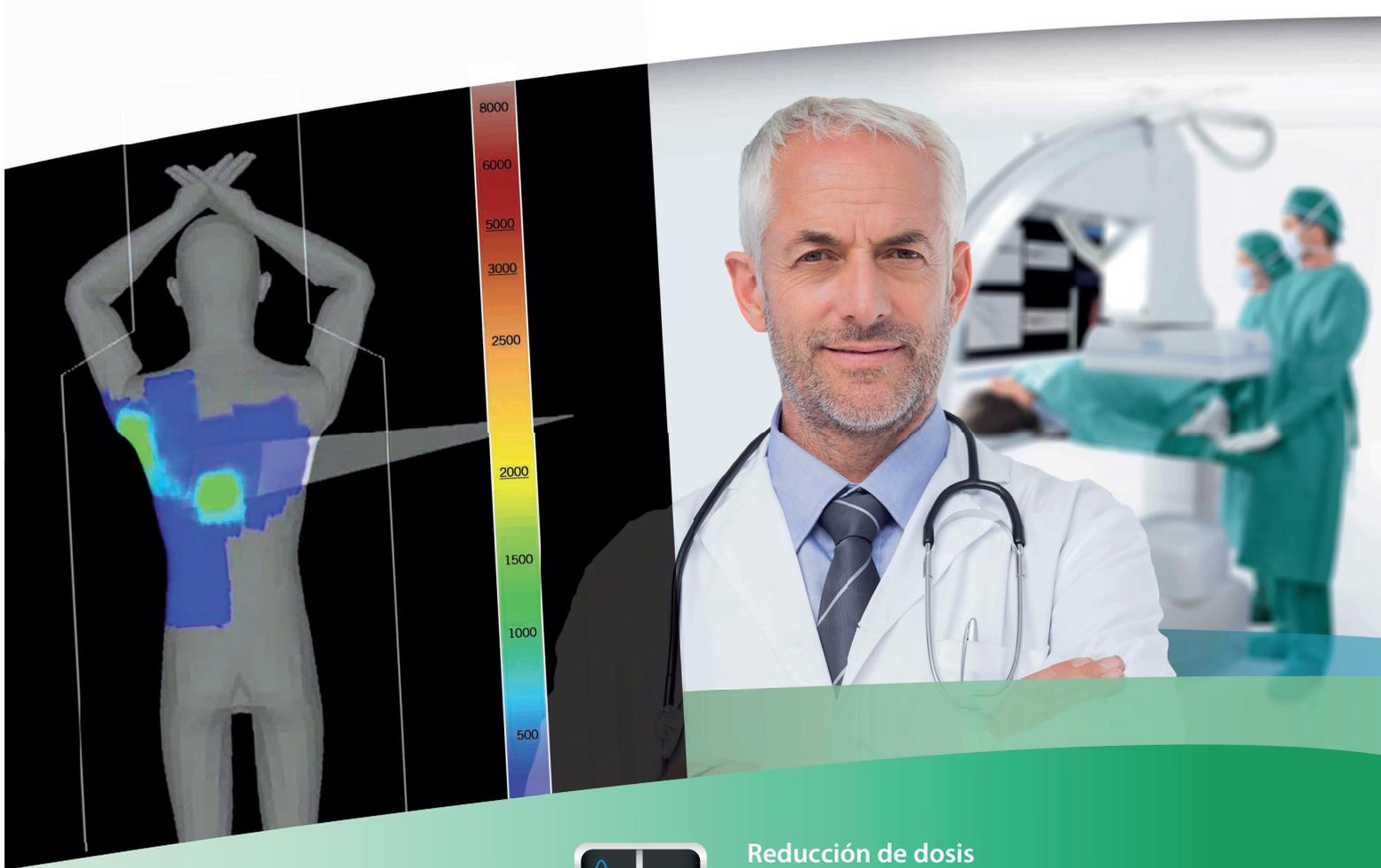
2025

publicación oficial de la sefm
bajo el auspicio de la efomp



SEFM

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

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

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

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

Rafael Guerrero Alcalde
Hospital U. Clínico San Cecilio. Granada

Ignasi Méndez Carot
Institute of Oncology Ljubljana. Eslovenia

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)

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

Copyright de los textos originales 2025. 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

Sociedad Española de Física Médica

Cami Vell d'Albal, 127
46469 Beniparrell (Valencia)
Tel. 960 11 06 54
e-mail: secretaria@sefm.es



Junta Directiva de la SEFM

Presidente

Maruxa Pérez Fernández

Vicepresidente

Agustín Santos Serra

Tesorera

Eva Ambroa Rey

Secretaria

Naia Pereda Barroeta

Vocales

Víctor Hernández Masgrau

Eduardo Pardo Pérez

Carmen Ruiz Morales

Comisión de Deontología y Asuntos Institucionales	Comisión Científica	Comisión de Docencia	Comisión de Seguridad del Paciente
Presidente José Manuel de la Vega Fernández <i>comisionedeontologica@sefm.es</i>	Presidente Pablo Carrasco de Fez <i>pcarrasco@santpau.cat</i>	Presidente Jaime Pérez Alija <i>comisiondocencia@sefm.es</i>	Presidenta Mercè Beltrán Vilagrassa
Bonifacio Tobarra González Feliciano García Vicente José Luis Carrasco Rodríguez José Antonio Miñano Herrero Françoise Lliso Valverde	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 <i>Consultores:</i> Antonio Brosed Serreta José Pérez Calatayud Facundo Ballester Pallarés	Naia Pereda Barroeta Antonio Herreros Martínez Carlos Huerga Cabrerizo Diego García Pinto Jesús García Ovejero Javier Jiménez Albericio Laura Bragado Álvarez Ana García Sanz	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, <i>Hospital Universitario Dr. Negrín, Las Palmas de Gran Canaria</i> Víctor Hernández Masgrau, <i>Hospital Universitari Sant Joan de Reus</i>
Representantes en la EFOMP	Luis Brualla González, <i>Hospital General Universitario de Valencia</i> Rafael Colmenares Fernández, <i>Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid</i> Jesús García Ovejero, <i>Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid</i>
Representantes en ESTRO	Àngel Forner Forner, <i>Hospital Universitari Arnau de Vilanova. Lleida</i> Celestino Rodríguez Cobo (Suplente), <i>Hospital Universitario Central de Asturias</i>
Representante en el Colegio Oficial de Físicos	Víctor Hernández Masgrau, <i>Hospital Universitari Sant Joan de Reus</i>
Representante en IHE	Julio Almansa López, <i>Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada</i>

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 Miembros (por parte de la SEFM):	Agustín Santos Serra, <i>Hospital Provincial de Castelló. Castellón</i> 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



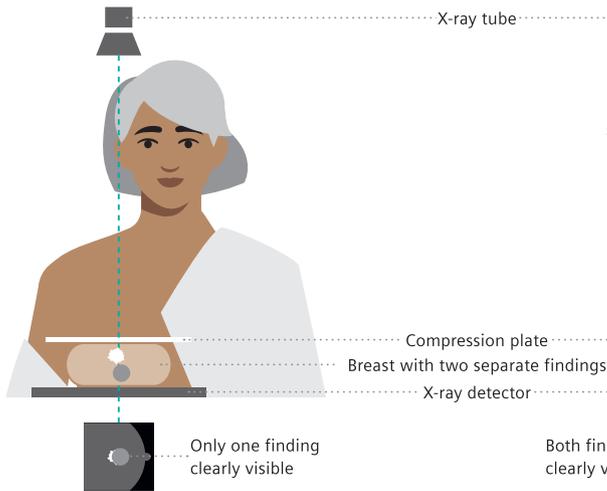
Breast Care. Early detection is key.

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.

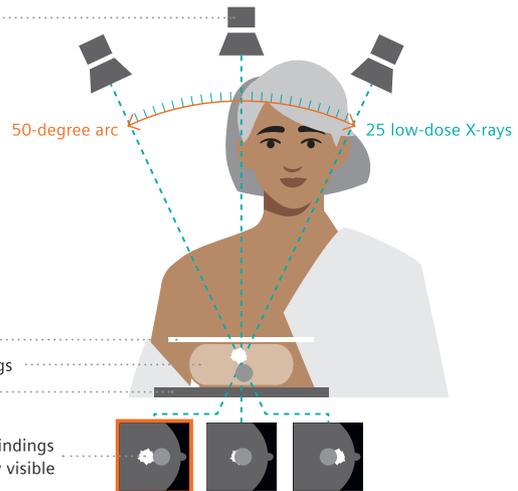
The latest state-of-the-art technologies are united in our new MAMMOMAT Revelation. It enables the standard 2D breast scans as well as 3D imaging of the breast using tomosynthesis technology.

Breast care. Because we care.

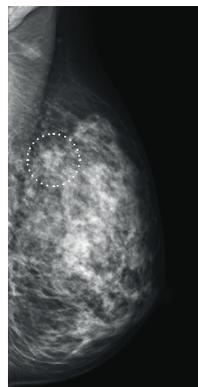
2D mammography



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. 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>

2. 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>

3. Medios Humanos en Radiofísica Hospitalaria

Coordinador	José Antonio Terrón León <i>Hospital U. Virgen Macarena. Sevilla</i>
Miembros	Carles Muñoz Montplet, <i>Institut Catalá 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>

4. Funciones de los técnicos superiores en el área de Física Médica

Coordinadores	Julio Luis Martínez Valdivia, <i>Hospital Ruber Internacional</i> Sheila Ruiz Maqueda, <i>Hospital Universitario de Fuenlabrada</i>
Miembros	Luis Alejo Luque, <i>Hospital General Universitario Gregorio Marañón</i> Manuel Herranz González, <i>Hospital General Universitario de Elche</i> Isabel Palazón Cano, <i>Hospital Ruber Internacional</i> Eduardo Bardaji Bertomeu, <i>General Medical Merate</i> Rubén Abella Cereigido, <i>Hospital Universitari Sant Joan de Reus</i> Vanessa Vázquez Camello, <i>Hospital universitario de Fuenlabrada</i>

5. 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>
--	--

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

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

7. 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
Hospital Regional Universitario de Málaga
 Rafael Guerrero Alcalde
Hospital Universitario Clínico San Cecilio de Granada

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

Coordinadora María Luisa Chapel Gómez
Complejo Hospitalario de Toledo

Secretario José Manuel Ordiales Solís
Hospital Universitario de Cáceres

Miembros Manuel Buades Forner, *Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia*
 Daniel Fernández Molina, *Hospital Universitario Virgen de la Macarena. Sevilla*
 Santiago Miquélez Alonso, *Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona*
 Xavier Pifarré Martínez, *Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda*
 Francisco Javier Rosales Espizua, *Hospital Universitario de Basurto. Bilbao*
 Julio Almansa López, *Hospital Virgen de las Nieves. Granada*
 Jorge Hernández Rodríguez, *Complejo Asistencial de Salamanca*
 Jose Ángel Merino Gestoso, *Complejo Hospitalario de Toledo*

9. 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

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

Coordinadores María Amor Duch Guillén
Institut de Tècniques Energètiques. Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona
 Roberto Sánchez Casanueva
Hospital Clínico San Carlos. Madrid

Miembros Marta Barceló Pagès. *Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona*
 Manuel F. Rodríguez Castillo. *Hospital Universitario Virgen de Valme. Sevilla*
 Maruxa Pérez Fernández. *UTPR Galaria. Santiago de Compostela*
 Luis Alejo Luque. *Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda*
 Eva Corredoira Silva. *Hospital Universitario de Guadalajara*
 José M. Ordiales Solís. *Hospital Universitario de Cáceres*

11. Comité de seguimiento del acuerdo marco SEFM-SERFA

Miembros

Rocío Ramos Membrive. *Especialista en Radiofarmacia. Unidad de Radiofarmacia, Servicio de Medicina Nuclear (Presidenta de SERFA). Clínica Universidad de Navarra.*

Verónica Morán Velasco. *Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Servicio Radiofísica y Protección Radiológica. Clínica Universidad de Navarra.*

Isabel Gil Viciano. *Especialista en Radiofarmacia. Servicio de Radiofarmacia. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón.*

Agustín Santos Serra. *Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón.*

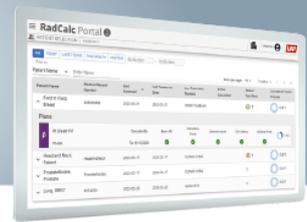
Sandra Maymó Garrido. *Especialista en Radiofarmacia. U.Assistencial Medicina Nuclear-PET. Hospital Universitari de Bellvitge, Institut Català de la Salut.*

Pablo Saldaña Gutiérrez. *Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Servei de Física Mèdica i Protecció Radiològica. Institut Català d'Oncologia, Hospital Universitari de Bellvitge.*



RADCALC

Plataforma de dosimetría completa



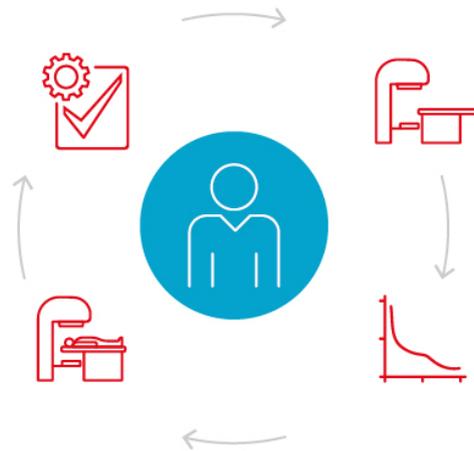
RadCalc de LAP es la plataforma avanzada para el control de calidad independiente e imparcial en radioterapia. Agrupa un conjunto de herramientas de comprobación de los cálculos del TPS cuya funcionalidad 3D permite la verificación de planes de IMRT, VMAT y SRS/SBRT.

Control de calidad plan de tratamiento

Los algoritmos avanzados de cono colapsado, Monte Carlo y Monte Carlo rápido (fotones y electrones) proporcionan la exactitud crítica que garantiza la seguridad del tratamiento.

Control de calidad in vivo de la dosis administrada

Permite la comparación con el control de calidad pretratamiento y la integración en el flujo de trabajo de dosimetría EPID in vivo.



Control de calidad Pretratamiento IMRT

RadCalc ofrece dosimetría absoluta EPID de composición 3D auténtica y reconstrucción de volumen de dosis 3D del archivo de registro de tratamiento.

Soporte en la toma de decisiones offline en radioterapia adaptativa

Los cálculos dosimétricos procuran una rutina de control de calidad totalmente centrada en el paciente que se integra sin problemas en los flujos de trabajo de la radioterapia adaptativa.

Distribuido en España por



Tel: (+34) 96 131 82 50 | atfisica@atfisica.com | www.atfisica.com



9º CONGRESO CONJUNTO
25 SEFM | SEPR 20
TOLEDO 2025



EXPLORANDO FRONTERAS:
INNOVACIÓN, SEGURIDAD Y SALUD

| 27-30 MAYO 2025 |





Índice

Editorial	11
Artículos científicos	
Herramientas para el manejo y la evaluación de la complejidad de los planes de radioterapia <i>Íñigo Lara Aristimuño, Jordi Sáez Beltrán, Rubén Abella Cereigido, Víctor Hernández Masgrau</i>	13
Caracterización de materiales para la fabricación de inmovilizadores personalizados en pacientes de radioterapia con lesiones en extremidades mediante impresión 3D <i>David Hernández González, Pablo Castro Tejero, María Roch González, Pablo Chamorro Serrano, Miguel Angel Muñoz Torrijos, Carlos Izquierdo Rodríguez</i>	27
Revisión de artículos	35
Reseñas de tesis doctorales	43

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

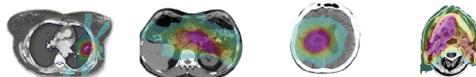
Your advantages

- ▶ 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.



	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).



Discover VERIQA RT MonteCarlo 3D

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.

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	✗	✓



Discover VERIQA RT EPID 3D

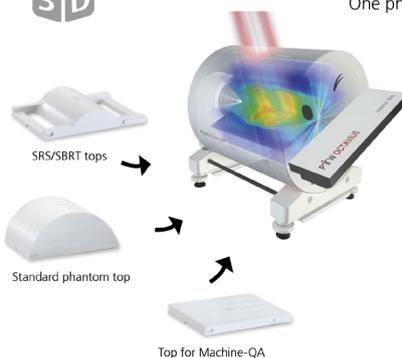
Your advantages

- ▶ 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



TPS independent 3D dose



Detector modularity

Three different detectors covering a full range of applications: from simple treatment plans to complex stereotactic procedures.



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

Editorial

El año 2025 se inició para la revista con una gran noticia, la indexación. A finales de enero recibimos la respuesta positiva a nuestra solicitud para ser indexados en Scopus y a lo largo de estos meses hemos seguido dando los pasos necesarios para que aparezca de manera efectiva en este índice.

De este modo se ha logrado alcanzar una de las grandes aspiraciones desde que hace 25 años se inició la andadura de la revista, que sus artículos tuvieran visibilidad y aparecieran en las búsquedas especializadas. La inclusión en este índice es solo el primero de los pasos. Debemos estar satisfechos, pero hay que seguir trabajando. Nos esperan otros índices y el reto de alcanzar un factor de impacto real que asiente y garantice nuestra evolución como revista científica.

Un logro de este tipo es consecuencia del esfuerzo colectivo. El compromiso de todos los miembros del Comité de Redacción, el apoyo de la Junta Directiva de la SEFM y el trabajo de tantos revisores lo ha hecho posible. Aquí no hay que contar solo a los actuales sino también a todos los que nos han precedido y que han sembrado las bases para que, finalmente, hayamos podido recoger el fruto de una labor de muchos años.

Y, como no puede ser de otra manera, debemos agradecer especialmente a los autores de los trabajos que han confiado en la revista como medio de difusión de sus trabajos científicos. Sin ellos, la mayoría socios de la SEFM, nos sería imposible mantener la publicación. Confiamos en que ahora, con este nuevo aliciente, tengamos más y mejores trabajos para revisar porque esto, más que una meta alcanzada, es el comienzo de un nuevo reto, mantenernos y seguir mejorando.

De esta manera, entre alegrías y “apagones”, alumbramos el primero de los dos números de este año 2025. Ofrecemos a nuestros lectores dos trabajos en el área de Radioterapia. El primero de ellos aporta nuevas herramientas para la evaluación de la calidad de los planes de tratamiento en Radioterapia externa. La creciente complejidad de muchos tratamientos hace que sea necesario disponer de herramientas que nos indiquen la calidad del trabajo realizado y permita valorar la posibilidad de disponer de tratamientos

que, manteniendo los requerimientos dosimétricos, sean menos complejos para garantizar su impartición segura y mayor comodidad al paciente. Un trabajo de gran interés y de lectura obligada para mejorar nuestra práctica clínica diaria.

El segundo de los trabajos aborda el uso de la impresión 3D en la fabricación de inmovilizadores personalizados y la caracterización de los materiales empleados. Estas nuevas técnicas permiten la individualización de accesorios para mejorar la confortabilidad del paciente y la precisión y reproducibilidad de los tratamientos. Sin embargo, muchos de los materiales empleados carecen de la caracterización de su comportamiento frente a la radiación, por lo que este estudio representa una publicación novedosa. Además, se enmarca dentro de un proyecto de investigación financiado por la SEFM.

Unimos a estas publicaciones nuestras secciones habituales de revisión de artículos y reseña de tesis. En la primera se revisan cinco publicaciones que abarcan desde la caracterización de equipos hasta el uso de técnicas de Deep learning en la selección de tratamientos. Como siempre señalamos, la calidad y cantidad de los trabajos en revistas internacionales continúa en aumento.

Con respecto a la reseña de tesis, en este número solo contamos con un trabajo sobre auditorías dosimétricas, tan importante para garantizar la seguridad en la administración de las dosis impartidas. Seguro que estas revisiones y reseñas nos llevarán a seguir leyendo mucho más.

En este número inicia también su andadura como Editora María Asunción Ruiz quien sustituye en esta función a Mari Carmen Pujades. Agradecer a Mari Carmen el trabajo desarrollado en su paso por el Comité de Redacción y a María la aceptación de esta nueva función dentro del Comité de Redacción. El año empieza fuerte, por tanto, y por ello debemos felicitarnos todos pues es muestra de la buena salud de nuestra Sociedad. Deseamos que tengáis una buena lectura de este número y que el próximo Congreso de Toledo sea fructífero para todos.

6th ECMP 2026

European Congress of Medical Physics

23-26 September 2026 | Valencia | Spain



**Advancing Healthcare through Physics:
Bridging Science and Patient Care
for a Sustainable Future**



Organize



Welcome nation



ecmp2026.efomp.org

Technical secretariat **Cevents** | ecmp2026@cevents.es | (+34) 960 91 45 45

Herramientas para el manejo y la evaluación de la complejidad de los planes de radioterapia

Tools for managing and evaluating the complexity of radiotherapy treatment plans

Íñigo Lara Aristimuño^{1,2,*}, Jordi Sáez Beltrán³, Rubén Abella Cereigido¹, Víctor Hernández Masgrau^{1,2}

¹ Servicio de Protección Radiológica y Física Médica, Hospital Universitario Sant Joan de Reus-Baix Camp, IISPV, Tarragona, España.

² Universidad Rovira i Virgili (URV), Tarragona, España.

³ Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Clínic de Barcelona, Barcelona, España.

Fecha de Recepción: 22/11/2024 - Fecha de Aceptación: 19/03/2025

Introducción: Para evaluar la calidad de los planes de tratamiento de radioterapia es conveniente analizar no solo la distribución de dosis calculada, sino también su complejidad. En este estudio se describen herramientas para calcular métricas de complejidad y se muestra su utilidad comparando planes optimizados con y sin control de complejidad.

Material y métodos: Se optimizaron planes con y sin control de complejidad usando la herramienta *Aperture Shape Controller* del sistema de planificación *Eclipse* y el control del número de Unidades de Monitor en dos casos clínicos. La comparación dosimétrica se realizó mediante análisis de planos axiales, perfiles de dosis e índices dosimétricos. La complejidad se cuantificó usando métricas calculadas con dos herramientas de desarrollo propio (script de *Eclipse* y *PlanAnalyzer*, programado en *MATLAB*).

Resultados: Al usar las herramientas de control de complejidad se obtuvieron planes con grados de complejidad mucho menores en los dos casos evaluados, pero manteniendo distribuciones dosimétricas muy similares y resultando todos clínicamente aceptables.

Conclusiones: El control y análisis de la complejidad son importantes en la evaluación de los planes de tratamiento. Las herramientas utilizadas para evaluar la complejidad se ponen a disposición de los socios de la Sociedad Española de Física Médica.

Palabras clave: Complejidad, métricas de complejidad, planes de tratamiento, IMRT, VMAT.

Introduction: To evaluate the quality of radiotherapy treatment plans, it is essential to analyze not only the calculated dose distribution but also its complexity. This study describes tools for computing complexity metrics and demonstrates their utility by comparing plans with and without complexity control.

Materials and Methods: Treatment plans were optimized with and without complexity control using the *Aperture Shape Controller* tool in the *Eclipse* treatment planning system and the control of Monitor Units in two cases representative of clinical practice. Dosimetric comparisons were performed through the analysis of axial planes, dose profiles, and dosimetric indices. Complexity was quantified using metrics computed with two self-developed tools (*Eclipse* script and *PlanAnalyzer*, coded in *MATLAB*).

Results: The use of complexity control tools resulted in plans with notably lower complexity in both evaluated cases, while maintaining very similar and clinically acceptable dose distributions.

Conclusions: The control and analysis of complexity are essential in the evaluation of radiotherapy treatment plans. The tools used for computing complexity metrics are made available to members of the Spanish Society of Medical Physics.

Key words: Complexity, complexity metrics, treatment plans, IMRT, VMAT.

*Correspondencia: inigo.lara.96@hotmail.com

<https://doi.org/10.37004/sefm/2025.26.1.001>

1. Introducción

Los tratamientos de radioterapia (RT) están compuestos por varias etapas y la calidad es imprescindible en todas ellas. El control de calidad es un concepto implementado de manera sólida y generalizada en la mayor parte de los procesos que constituyen el tratamiento.¹ Ejemplos de ello son los controles iniciales y periódicos de las unidades de tratamiento,²⁻⁴ las verificaciones de los planes⁵ o las pruebas realizadas a los sistemas de medida.⁶ Sin embargo, no en todas las etapas del circuito se llevan a cabo controles detallados. Un tratamiento de calidad requiere calidad en todas y cada una de las fases del proceso, incluyendo la planificación del tratamiento.

En la actualidad, la mayoría de tratamientos de radioterapia usan técnicas dinámicas⁷ como la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) o la arcoterapia de intensidad volumétrica (VMAT).⁸ Estas técnicas suponen mayores requerimientos para las unidades de tratamiento e implican condiciones más exigentes para el cálculo en los sistemas de planificación. Todo ello comporta un aumento de la complejidad del plan y de sus incertidumbres asociadas.⁹

La evaluación de la calidad del plan de tratamiento es crucial para la consecución del objetivo clínico, determinando en ocasiones si el plan es o no válido. La calidad de un plan se ha definido como “la idoneidad clínica de la distribución de dosis administrada, que puede esperarse de manera realista del plan de tratamiento”. Dicha calidad depende de tres aspectos principales y relacionados entre sí: la distribución de dosis, la robustez y la complejidad.¹⁰

La valoración de la distribución de dosis calculada por el sistema de planificación (TPS) no es sencilla. Habitualmente se aborda mediante las dosis a órganos de riesgo y los objetivos de dosis prescritos por el especialista en oncología radioterápica (ORT), pero la dosis mostrada o visualizada en el sistema de planificación y cálculo no refleja de manera exacta la dosis impartida al paciente. La robustez de un plan se entiende como su falta de sensibilidad a las incertidumbres existentes y se puede evaluar calculando la distribución de dosis en diversos escenarios.¹¹⁻¹⁴ Una menor variación en las dosis calculadas implica una menor sensibilidad y, por consiguiente, una mayor robustez.¹⁵

La complejidad de un plan se define como el grado de modulación de los diferentes parámetros del plan de tratamiento, que comportan incertidumbres tanto en el cálculo como en la administración de la dosis. En consecuencia, un plan con una mayor complejidad presentará mayores incertidumbres.¹⁶ De este modo, los conceptos de robustez y complejidad están fuertemente relacionados y se retroalimentan entre sí. Generalmente, los planes menos complejos son más robustos y viceversa.¹⁷

La complejidad se puede cuantificar mediante métricas de complejidad.^{18,19} Un exceso de complejidad en el plan suele implicar características subóptimas como: mayor modulación en parámetros mecánicos (*MLC, gantry...*), más unidades monitor por Gray (*Gy*) prescrito, mayor efecto machi-hembrado (*tongue-and-groove*), y aperturas de campo menores y más irregulares. En contraposición, complejidades más bajas están asociadas a administraciones de dosis y cálculos en el TPS más exactos, mitigando también el impacto de movimientos inter²⁰ e intrafracción.

No obstante, los TPS comerciales suelen incorporar herramientas muy básicas para la gestión de la complejidad durante el proceso de optimización y para la evaluación del plan calculado. En consecuencia, hay una necesidad de herramientas que nos permitan cuantificar y controlar la complejidad de los planes de tratamiento.

El objetivo de este estudio es proporcionar herramientas para cuantificar la complejidad de los planes de tratamiento en radioterapia y mostrar cómo dichas herramientas se pueden aplicar en la práctica clínica para reducir las incertidumbres asociadas a los planes de tratamiento.

2. Material y métodos

2.1. Métricas de complejidad y programas desarrollados

Las herramientas que se presentan en este artículo para el cálculo y análisis de la complejidad en los planes de tratamiento son el programa *PlanAnalyzer*²¹ y un script para el planificador *Eclipse* (*Varian Medical Systems*).

El programa *PlanAnalyzer* es un código elaborado en la plataforma *MATLAB*[®], de desarrollo propio, que analiza los planes de radioterapia exportados por el TPS en formato *DICOM*. *PlanAnalyzer* computa una gran variedad de métricas de complejidad y parámetros mecánicos del acelerador y los almacena en un archivo en formato *CSV*, fácilmente manejable mediante otros programas u hojas de cálculo. *PlanAnalyzer* no sólo es capaz de analizar todo el plan como conjunto sino que también proporciona los resultados para cada uno de los campos individuales incluidos en el plan de tratamiento. Los índices o métricas de complejidad que han sido empleados en este estudio son brevemente descritos a continuación:

- **Q1 Gap:** representa el primer cuartil de la distribución de los tamaños de las aperturas entre láminas opuestas. Dicha distribución está compuesta por el conjunto de todos los pares de láminas de todos

los puntos de control que se encuentran dentro del campo de radiación. Su unidad es el milímetro (mm).

- **Mean MLC Gap (MeanGap):** es la media de la distribución de los tamaños de las aperturas entre láminas opuestas. Se extrae de la misma distribución que la métrica anterior. Su unidad es el mm.
- **Small Aperture Score (SAS10)²²:** muestra la fracción de aperturas entre láminas opuestas que son inferiores a un tamaño de 10 mm.
- **Mean Tongue and Groove Index (TGi)²³:** tiene en cuenta la diferencia de posiciones entre láminas adyacentes en cada punto de control dividida entre la extensión de la apertura entre láminas. Su rango es de 0 (mínimo) a 1 (máximo). Es adimensional.
- **Modulation Complexity Score (MCS)²⁴:** combina la variabilidad del área de las aperturas en cada punto de control y la variabilidad del desplazamiento de las láminas. Su rango va de 0 (máxima complejidad) a 1 (mínima complejidad), siendo inversamente proporcional a la complejidad. Es adimensional.
- **Modulation Index Total (MITotal)²⁵:** valora conjuntamente aspectos mecánicos del equipo como el movimiento del MLC, movimiento del *gantry* y variabilidad en la tasa de dosis. Es adimensional.
- **Plan Irregularity (PI)²⁶:** refleja la desviación de las aperturas del haz respecto a un círculo. Se define como el cociente entre el cuadrado del perímetro y 4π veces el área. Adopta el valor de 1 para un círculo perfecto, aumentando según se deforma. Es adimensional.
- **Plan Modulation (PM)²⁶:** muestra en qué proporción las aperturas del haz son de tamaño reducido (respecto a su propia área total). Toma valores de 0 (mínimo) a 1 (máximo). Es adimensional.
- **Edge Metric (EM)²⁷:** es el cociente entre la suma ponderada de los perímetros en las direcciones X e Y del MLC y el área total. Tiene dimensiones de mm^{-1} .
- **Leaf Travel (LT)²⁸:** distancia media recorrida por las láminas móviles, normalizada por la longitud del arco recorrido. Se define únicamente para VMAT y utiliza unidades de mm.
- **Mean MLC Speed:** velocidad promedio de las láminas, en cm/s, dentro del campo de radiación.
- **MLC Speed Modulation:** Variación media de la velocidad de las láminas. Se calcula como la suma de todas las variaciones de velocidad de las láminas del MLC entre puntos de control consecutivos dividida entre la distancia total recorrida por las propias láminas. Su unidad es el s^{-1} .
- **Mean RR:** Promedio de la tasa de dosis en todos los puntos de control (UM/min).
- **RR modulation:** suma total de las variaciones de la tasa de dosis entre puntos de control consecutivos, dividida entre la longitud de arco total recorrida. De

esta forma es comparable entre planes con diferente longitud de arco. Sus unidades son *UM/min*.

- **Mean Gantry Speed (meanGS):** velocidad de giro media del *gantry* en todo el recorrido en (grados/s).
- **Gantry Speed Modulation (GS modulation):** suma de todas las variaciones de la velocidad del *gantry* dividida entre la longitud de arco total recorrida. Sigue el mismo procedimiento que “RR modulation” y “MLC Speed Modulation”. Tiene unidades de s^{-1} .
- **MU/Gy:** número de UM irradiadas por unidad de dosis (Gy) (*UM/Gy*).

El *script* desarrollado es una herramienta útil para la evaluación de la complejidad durante la preparación de los planes, ya que se integra en *Eclipse* mediante su entorno de *scripting*. La ejecución directa dentro del mismo planificador facilita el conocimiento y control de la complejidad durante el proceso de optimización. El *script* está codificado en lenguaje C# mediante el *Eclipse Scripting Application Programming Interface (ESAPI)* y computa, en menos de 1 segundo, una selección de las métricas de complejidad mencionadas. Los parámetros reportados son: *MeanGap*, *Q1Gap*, *TGi*, *TGi ratio (definido como TGi/meanGap)*,²³ *meanRR*, *RR modulation*, *meanGS* y *GS modulation*. De esta forma se dispone de una cuantificación de la complejidad del plan sin prácticamente retraso en el flujo de trabajo.

2.2. Ejemplo de aplicación en casos clínicos

El análisis se llevó a cabo para dos casos concretos, que representan dos patologías habituales en la práctica hospitalaria: una próstata con ganglios afectos (PT) y una *Stereotactic Body Radiotherapy (SBRT)* de pulmón. En las siguientes subsecciones se describen más detalladamente cada uno de ellos.

Se diseñó una estrategia de optimización para generar planes de tratamiento de distinta complejidad, permitiendo la comparación tanto de índices dosimétricos que caracterizan la distribución de dosis como de la complejidad del plan.

Se partió de planes ya calculados y aceptados clínicamente, para comenzar así con una solución aceptable. A partir de esta configuración preliminar se generaron dos planes nuevos. El primero se obtuvo optimizando sin control (SC) de la complejidad, con el parámetro *Aperture Shape Controller (ASC)*²⁹ desactivado, modo *Off*. En el segundo plan (con control, CC) se incorporó el control de la complejidad activando el parámetro *ASC* en *Moderate*, y se fueron reduciendo progresivamente las unidades monitor (UM), hasta que el plan dejara de ser considerado dosimétricamente aceptable. De esta forma dispondremos de dos planes con distribuciones de dosis similares y que cumplen los

criterios clínicos pero que presentan distintos grados de complejidad, para proceder a su comparación.

Las distribuciones de dosis se valoraron mediante tolerancias particulares asociadas a las restricciones impuestas por el especialista en ORT, índices dosimétricos, y evaluación visual, siguiendo las recomendaciones actuales.³⁰ Esta última evaluación se complementó mediante perfiles de dosis en planos relevantes de la reconstrucción tomográfica y mediante histogramas dosis volumen (HDV), que plasman información de la distribución espacial de dosis en dos dimensiones. La complejidad de los planes fue evaluada mediante las herramientas y métricas descritas en la sección anterior. Entre el plan SC y CC existirá un continuo de planes aceptables dosimétricamente que presenten complejidad intermedias entre ambos resultados. El objetivo final del procedimiento consistió en alcanzar un plan “límite”, entendido como aquél que tenga la menor complejidad posible manteniendo una calidad dosimétrica similar al plan clínico.

2.2.1. Próstata con ganglios

La próstata con dos volúmenes objetivo ilustra el ejemplo de una técnica donde cierta modulación es imprescindible, debido a la disposición anatómica, para alcanzar la finalidad marcada. Este ejemplo particular dispone de dos volúmenes objetivo (*Planning Target Volume*, *PTV*) de 595.37 cm³ (*PTV1*, ganglios) y 247.75 cm³ (*PTV2*, próstata) respectivamente. Las correspondientes dosis prescritas son 50.4 Gy y 64.4 Gy a impartir en 28 sesiones, es decir, 1.8 y 2.3 Gy/sesión. Se normalizó la dosis calculada al valor de la media dentro del *PTV* de mayor dosis.

Para los órganos de riesgo (*OAR*) se valoraron las restricciones especificadas para: vejiga, recto, bulbo del pene, cabezas femorales e intestino. También se tuvieron en cuenta coberturas límite de V_{95} para los *PTV*, es decir volumen objetivo cubierta por la isodosis del 95%, así como su dosis máxima.

Las tolerancias establecidas para los *OAR* se fijaron para no superar los valores de dosis respecto del plan original en más de un 2% para cada restricción volumétrica, o en más 2 Gy para restricciones de dosis absoluta. Para los volúmenes objetivo no se aceptaron incrementos mayores a 1% en el máximo de dosis, y en la cobertura del V_{95} no se admitieron disminuciones superiores al 1% de volumen relativo. Los valores obtenidos para las restricciones y coberturas mencionadas se incluyen en el material suplementario (tabla S1).

2.2.2. SBRT pulmonar

La *SBRT* de pulmón escogida para este trabajo requiere una elevada conformación de dosis entorno a un objetivo geoméricamente simple, y permite alcanzar distribuciones de dosis clínicamente aceptables con poca modulación.

El *PTV* presenta un volumen de 10.4 cm³, al que se le prescribe una dosis total de 60 Gy con un fraccionamiento de 5 sesiones (12 Gy/sesión). El criterio de cobertura consiste en cubrir el 95% del volumen con la isodosis del 100% ($V_{100} = 95\%$) de la dosis de prescripción. En este caso no se impusieron restricciones de dosis a *OAR* en particular, debido a que todos se cumplían ampliamente. La prescripción indicada por el especialista en ORT se puede ver en el material suplementario (tabla S2). La calidad dosimétrica del plan se evaluó mediante los objetivos de la prescripción, el índice de conformidad (*CI*)³¹ y los parámetros *gradient measure* (*GM*)³² y *modified gradient index* (*MGI*),³³ definidos como:

$$CI = \frac{V_{100\%}}{V_{PTV}} \quad (1)$$

$$GM = R_{50} - R_{100} = \sqrt[3]{\frac{3}{4\pi}} \cdot \left(\sqrt[3]{V_{50}} - \sqrt[3]{V_{100}} \right) \quad (2)$$

$$MGI = \frac{V_{50\%}}{TV_{PIV}} \quad (3)$$

CI representa el cociente entre el volumen de la isodosis de prescripción ($V_{100\%}$) y el volumen del *PTV* (V_{PTV}). *GM* indica la distancia entre los radios de las esferas equivalentes del 100% (R_{100}) y del 50% (R_{50}) de la dosis prescrita. *MGI* se define como el cociente entre el volumen de la isodosis del 50% ($V_{50\%}$) y el volumen del *PTV* que recibe al menos el 100% de la dosis de prescripción (TV_{PIV}), por sus siglas en inglés “*Target Volume within the Prescription Isodose Volume*”.

Para cada criterio de evaluación dosimétrica se escogió una tolerancia para definir el plan como clínicamente aceptable o no aceptable. Para que el plan se considerara aceptable establecimos que el porcentaje de volumen que recibe el 95% de la dosis no disminuyese en más de un 1% respecto al plan original. En relación con los índices establecidos, no se aceptó que

CI aumentase su valor en más de 0.05 y GM en más de 0.2 cm. Estos valores se establecieron basándose en los resultados históricamente observados en nuestra práctica clínica. Además, para un PTV de 10 cm³, el MGI se consideró óptimo si su valor era inferior a 7 (y aceptable entre 9-11), de acuerdo a las recomendaciones del Consorcio Británico para *Stereotactic Ablative Body Radiation Therapy (SABR)*.³³

3. Resultados

Cada uno de los ejemplos se muestra por separado. En ambos se seguirá un esquema similar de presentación de los resultados, atendiendo además a las particularidades de cada uno de ellos.

3.1. Próstata con ganglios

En la fig. 1 se puede apreciar el HDV para el caso de la próstata con ganglios.

Las fig. 2 y 3 muestran una visión más detallada de la distribución de dosis en cortes tomográficos transversales relevantes. Tanto en la representación en el formato "Dose Color Wash", como en los perfiles ortogonales, se muestran los niveles de dosis para las mismas localizaciones anatómicas.

Para cada figura, los cortes seleccionados corresponden al mismo corte axial. En las gráficas C y D, los perfiles de dosis en direcciones perpendiculares se sitúan sobre los ejes indicados en A y B.

En la tabla 1 se exponen los resultados de las métricas de complejidad, incluyendo los valores de las UM/Gy, y se muestran las diferencias entre los valores sin control de complejidad (SC) y con control de complejidad (CC).

3.2. SBRT pulmonar

La fig. 4 muestra el HDV para los planes de SBRT para el PTV , el *Gross Tumour Volume (GTV)*, la pared costal y el pulmón izquierdo como OAR .

En la fig. 5 se incluye el mismo análisis que en el caso anterior, con la valoración de las distribuciones espaciales de dosis en torno a la lesión y con dos perfiles perpendiculares en la región de interés.

En este caso para completar la valoración se han utilizado las métricas CI y GM . En el plan *Off* (SC) se han obtenido unos valores de $CI = 1.02$, $GM = 0.95$ cm y $MGI = 4.74$ respectivamente y para el plan *ASC + MU* (CC) unos resultados de $CI = 1.05$, $GM = 1.11$ cm y $MGI = 6.49$.

Los valores extraídos para las métricas de complejidad mediante *PlanAnalyzer* se incluyen en la Tabla 2,

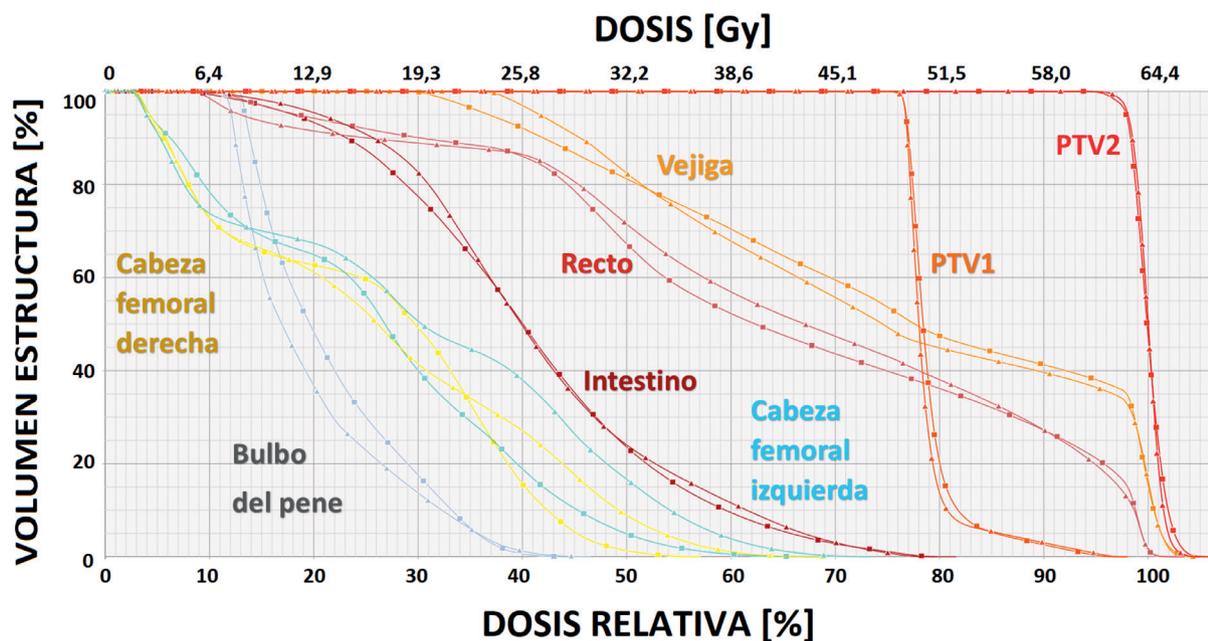


Fig. 1. Comparación de histogramas dosis volumen acumulativos para los planes con y sin control de la complejidad (cuadrados y triángulos, respectivamente). Se representan las curvas correspondientes a las estructuras más relevantes, incluyendo volúmenes objetivo y órganos de riesgo.

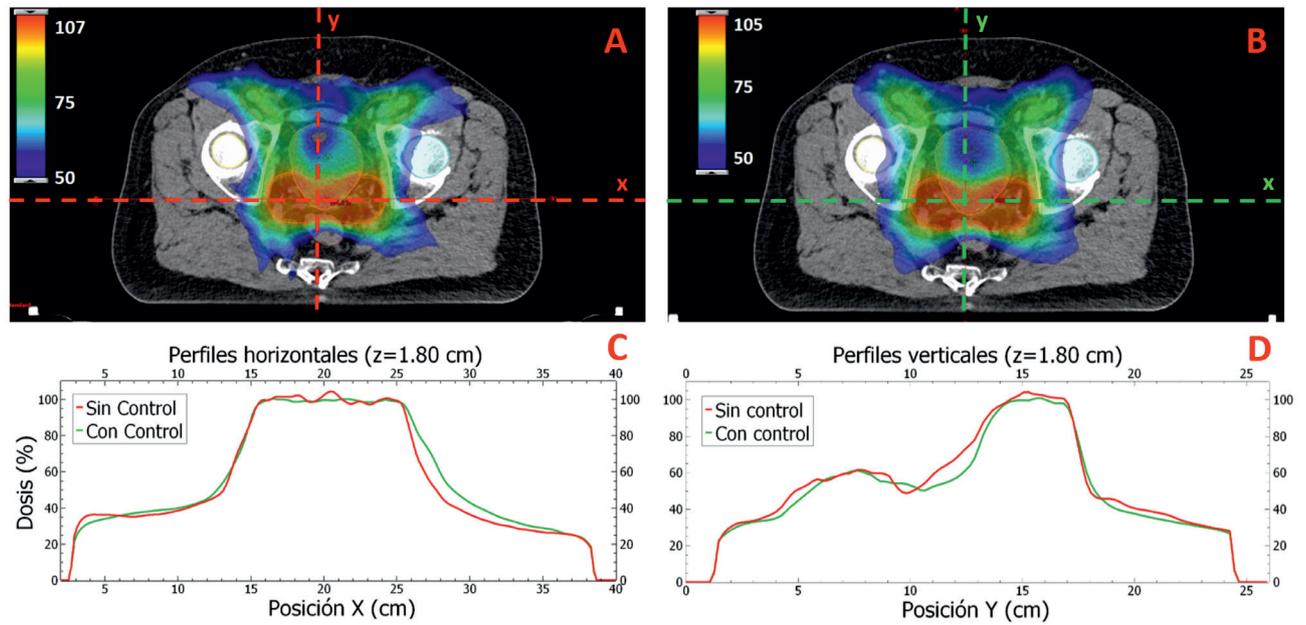


Fig. 2. Distribución espacial de dosis en un corte transversal representativo de la zona de mayor dosis del plan (*PTV2*) y perfiles de dosis perpendiculares. Corte transversal del plan A) sin control de complejidad (*SC*), B) con control de complejidad (*CC*). Perfiles de dosis C) horizontales y D) verticales de ambos planes.

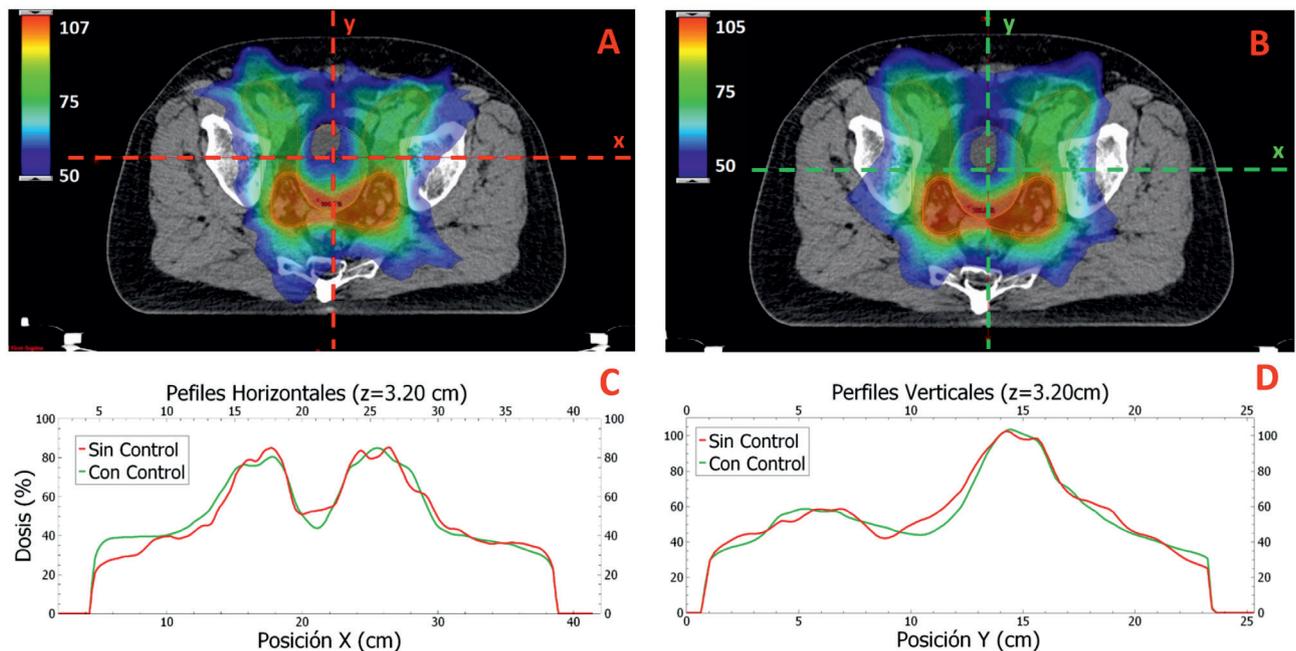


Fig. 3. Distribución espacial de dosis en un corte transversal representativo de la zona de mayor necesidad de modulación del plan (vejiga) y perfiles perpendiculares de dosis. Corte transversal del plan A) sin control de complejidad (*SC*), B) con control de complejidad (*CC*). Perfiles de dosis C) horizontales y D) verticales de ambos planes.

Tabla 1. Valores de métricas de complejidad para los planes sin control de complejidad (SC) y con control de complejidad (CC), y diferencia del segundo respecto del primero, para el caso de próstata.

*Métricas que empeoraron al controlar complejidad.

Métrica	Off(SC)	ASC+MU (CC)	Diferencia
<i>Q1Gap (mm)</i>	6.2	43.2	37.0
<i>MeanGap (mm)</i>	14.5	61.6	47.1
<i>SASIO</i>	0.38	0.01	-0.37
<i>TGi</i>	0.56	0.10	-0.46
<i>MCS</i>	0.13	0.44	0.31
<i>MITotal</i>	1.4	1.0	-0.4
<i>PI</i>	21.7	4.6	-17.1
<i>PM</i>	0.86	0.56	-0.30
<i>EdgeMetric (mm⁻¹)</i>	0.20	0.04	-0.16
<i>LT/AL (mm)</i>	2.3	1.5	-0.80
<i>meanMLCSpeed (cm/s)</i>	1.2	0.9	-0.30
<i>MLCSpeedModulation (s⁻¹)</i>	1.4 (*)	2.1 (*)	0.7 (*)
<i>meanRR (MU/min)</i>	561	246	-314
<i>RRmodulation (UM/min)</i>	1606 (*)	2067 (*)	461 (*)
<i>meanGS (deg/s)</i>	4.8	6.0	1.2
<i>GSmodulation (s⁻¹)</i>	20.6	0.0	-20.6
<i>MU/Gy (UM/Gy)</i>	581	203	-378

comparando el plan que no controla la modulación con el que sí la tiene en cuenta.

4. Discusión

La comparación en los HDV de los *PTVs* (y *GTVs* en *SBRT*) y *OAR* para planes optimizados con y sin control de complejidad muestra resultados dosimétricos muy similares. Las curvas prácticamente se solapan, llegando incluso a tener mejor cobertura en el caso de la PT el plan menos modulado, y con una menor dosis máxima, 104.0 %y (SC) y 103.2 % (CC), para un volumen mínimo clínicamente representativo de 2 cm³. Considerando los *OAR* en este mismo caso (PT), se puede concluir que todos los órganos cumplen con los criterios de aceptabilidad marcados y se encuentran en los intervalos definidos. Evaluando el caso de la *SBRT*, se considera que los valores de los índices dosimétricos *CI*, *GM* y *MGI* son aceptables. Las variaciones mostradas por dichos índices entre el plan SC y CC también están en los rangos de valores considerados como tolerables.

Los perfiles de dosis permiten realizar un análisis local sobre regiones de interés. En ambos casos se

aprecia una equivalencia dosimétrica local, sin diferencias representativas y gradientes de dosis similares para el resto del volumen, tanto en zonas de altas como bajas dosis.

La comparativa de métricas de complejidad (tablas 1 y 2) muestra que la mayoría de métricas expuestas mejoran sus valores en los planes CC respecto a los SC. Índices que describen el tamaño promedio de campo de las aperturas, como el *MeanGap* y *Q1*, reflejan muy claramente esa tendencia. Especialmente llamativas son las diferencias en métricas que valoran la irregularidad de las aperturas generadas por el *MLC*, como por ejemplo *TGi* o *PI*. Además, en cuanto a parámetros dinámicos, en los planes CC se observan numerosas mejorías. Las velocidades medias de las láminas son mucho menores y las velocidades de giro de *gantry* más estables, es decir la modulación o los cambios de la velocidad se reducen, llegando a 0 para el caso de la próstata. La modulación de velocidades de láminas y de la tasa de dosis (RR), en cambio, aumentaron para los planes CC, hecho que puede resultar sorprendente. Esto ocurre porque los controles de complejidad aplicados durante la optimización se centran en aumentar el tamaño de las aperturas del haz (a través de las UM) y de su irregularidad (mediante la herramienta ASC), pero en ningún caso

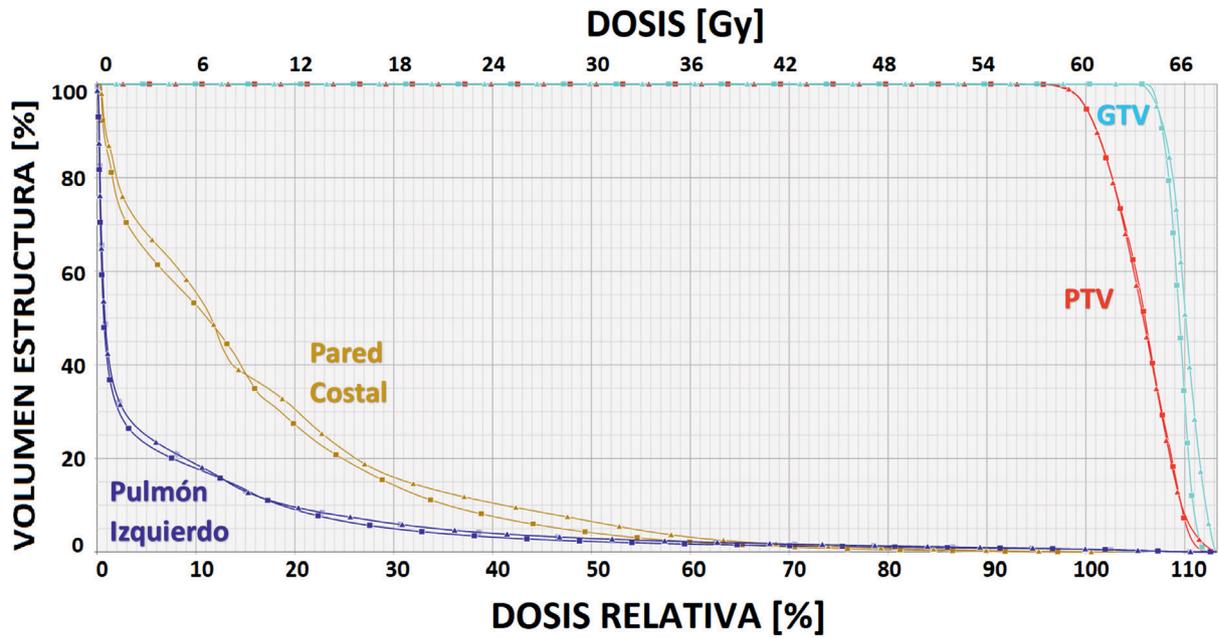


Fig. 4. Comparación de histogramas dosis volumen acumulativos para los planes con y sin control de la complejidad para el caso de la SBRT pulmonar.

afectan a aspectos como la modulación de velocidades o de la tasa de dosis. Además, en ambos casos la velocidad de giro de gantry aumenta y su modulación se reduce al disminuir las UM; esto también contribuye a una mayor modulación de la tasa de dosis, ya que las diferencias de peso entre puntos de control consecutivos

se trasladan menos en cambios en velocidad de gantry y más en diferencias en las tasas de dosis.

La diferencia relativa en el tamaño de las aperturas en el caso de la SBRT no es tan notoria como en el caso de próstata, aunque también es muy evidente. Esto se debe a que el volumen de la estructura objetivo es más

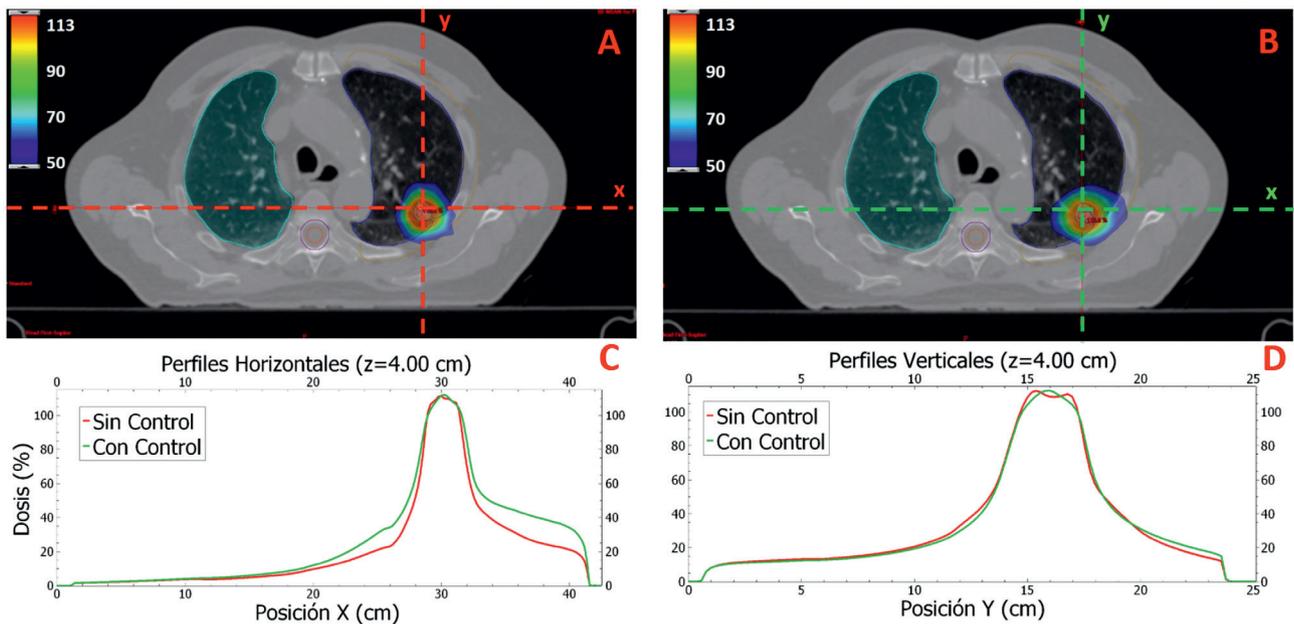


Fig. 5. Distribución de dosis espacial en cortes transversales representativos de la zona donde se ubica la lesión y perfiles perpendiculares de dosis. Corte transversal del plan A) sin control de complejidad (SC), B) con control de complejidad (CC). Perfiles de dosis C) horizontales y D) verticales de ambos planes.

Tabla 2. Valores de métricas de complejidad para los planes sin control de complejidad (SC) y con control de complejidad (CC), y variación del segundo respecto del primero, para caso de pulmón.
*Métricas que empeoraron al controlar complejidad.

Métrica	Off(SC)	ASC+MU (CC)	Diferencia
Q1Gap (mm)	4.0	21.8	17.8
MeanGap (mm)	9.3	26.1	16.8
SASIO	0.52	0.01	-0.51
TGi	0.53	0.07	-0.46
MCS	0.13	0.39	0.26
MITotal	0.74	0.69	-0.05
PI	5.2	1.7	-3.5
PM	0.75	0.37	-0.38
EdgeMetric (mm ⁻¹)	0.24	0.07	-0.17
LT/AL (mm)	1.18	0.54	-0.64
meanMLCSpeed (cm/s)	0.41	0.30	-0.11
MLCSpeedModulation (s ⁻¹)	1.6 (*)	2.8 (*)	1.2 (*)
meanRR (MU/min)	1400	1193	-207
RRmodulation (UM/min)	4 (*)	9452 (*)	9448 (*)
meanGS (deg/s)	3.2	4.8	1.6
GSmodulation (s ⁻¹)	47.5	23.7	-23.8
MU/Gy (UM/Gy)	378	188	-190

pequeño en la SBRT, reduciéndose el margen potencial de incremento de tamaño.

Los ejemplos analizados muestran que tener en cuenta y controlar la complejidad de los planes durante la optimización permite una clara reducción de la complejidad, que se traduce en menores incertidumbres y una mejora en la calidad global. Un plan de calidad implica disponer de una distribución de dosis que pueda ser administrada de manera realista y robusta, lo cual mejora mediante la disminución de la complejidad, es decir obteniendo planes más sencillos. Por tanto, ante la evolución de las técnicas y el incremento de las exigencias en las prescripciones clínicas, conceptos como el mencionado o la robustez de los planes cobran una especial relevancia. Para el abordaje de estos nuevos retos clínicos es evidente que una cierta modulación es necesaria, incluso imprescindible, para alcanzar los objetivos deseados. Sin embargo, los sistemas de planificación y cálculo pueden introducir complejidad innecesaria, conduciendo a escenarios subóptimos, donde el plan pueda considerarse dosimétricamente aceptable, pero contenga incertidumbres excesivas. Es en este

contexto donde el análisis de la complejidad muestra su potencial para facilitar dicha valoración y discernir entre planes con calidad dosimétrica similar.

Ante la necesidad de mecanismos que posibiliten la implementación de la complejidad en el flujo de trabajo, hemos presentado dos herramientas que permiten la extracción de las métricas de complejidad para su empleo en el proceso de optimización y en la evaluación de los planes de tratamiento.

En primer lugar, el programa de desarrollo propio *PlanAnalyzer* en la plataforma *MATLAB*[®] tiene la capacidad de analizar los planes de tratamiento ya exportados en formato *DICOM*. La importación de los datos en esta configuración universal hace que sea una herramienta accesible para cualquier TPS. En este ejemplo se han empleado planes extraídos del TPS *Eclipse*, pero el modo de proceder es exactamente igual para cualquier otro planificador que sea capaz de exportar los datos necesarios en formato *DICOM*. Su sencillo manejo permite la extracción en cuestión de segundos de numerosas métricas de complejidad y parámetros mecánicos de grandes colecciones planes simultáneamente. Esta característica muestra su idoneidad para

el establecimiento de valores de referencia en función de la máquina empleada o patología tratada, o para la realización de estudios de investigación.

En segundo lugar, se ha presentado también un *script* compatible con el *TPS Eclipse*. Esta herramienta ayuda a la implementación del control de complejidad al proceso clínico, especialmente cuando ya se dispone de los valores de referencia para los distintos parámetros evaluados. Con una simple ejecución de comandos en el planificador se dispone de una valiosa información que permite guiar el proceso de optimización hacia planes con una complejidad adecuada.

Las métricas de complejidad en los planes de tratamiento tienen el potencial de ser utilizadas en la definición de planes típicos que se ajusten a unas características y condiciones determinadas. Esto es lo que se conoce como el diseño de soluciones de clase, dependientes de la unidad de tratamiento y de la patología. Esta labor permite la reducción de la dispersión en los resultados obtenidos, tras la planificación en torno a unos criterios establecidos. Se proporciona así desde el inicio una idea más clara del resultado a alcanzar. Su inclusión en el proceso de planificación, mediante su introducción en la función de coste de optimización,³⁴ serviría de guía y permitiría reducir la variabilidad en los planes clínicos, además de un presumible ahorro de tiempo en esta etapa para el dosimetrista. Además, varias sociedades científicas, incluyendo la SEFM, recomiendan planificar usando dichas soluciones de clase y usarlas para reducir las verificaciones pretratamiento de los planes *IMRT* o *VMAT*.^{35,36} Las mencionadas verificaciones mediante medida del plan suponen un esfuerzo para los servicios hospitalarios en ocasiones difícil de asumir. Existen estudios que relacionan una baja complejidad de los planes diseñados, con un alto porcentaje de cumplimiento de los criterios y tolerancias aceptados. La planificación basada en soluciones de clase, junto con la revisión periódica de planes representativos (según patología y equipo), permite focalizar las verificaciones sólo en los casos que superen la complejidad previamente definida. Además, esto puede permitir una posible predicción de los planes que superaran (o no) dichas comprobaciones.^{22,37}

En general, las métricas de complejidad pueden ser muy útiles, pero requieren una correcta interpretación. Puede suceder que ciertas métricas presenten una importante correlación y se comporten de manera similar, mientras que otras métricas tengan un comportamiento distinto. Para un análisis correcto, se ha de comprender qué parámetros evalúa cada métrica y qué limitaciones presenta cada una de ellas. Además, el comportamiento de cada métrica es dependiente de la patología abordada y del sistema empleado en su conjunto: MLC, acelerador, TPS, etc.²¹ Se han de tener en cuenta todos los sistemas involucrados y

hacer una valoración global y personalizada en cada centro de todas las fuentes de complejidad del proceso.

Este estudio presenta ciertas limitaciones. Pese a la detallada implementación de las ideas descritas, únicamente se han mostrado dos ejemplos clínicos que, a nuestro entender ilustran de manera adecuada los conceptos más importantes. Por otro lado, las posibles referencias y tolerancias establecidas para la evaluación dosimétrica son dependientes de los protocolos locales, por lo que deberían adaptarse a cada servicio o alcanzarse un consenso armonizado. Por último, las múltiples aplicaciones de la complejidad en el proceso de radioterapia tampoco han sido detalladas. Estos aspectos, al igual que la aplicación de estas métricas para definir soluciones de clase, serán objeto de futuros trabajos.

Pese a la contrastada necesidad de un análisis de la complejidad en los tratamientos, todavía es patente la falta de recursos en los planificadores comerciales para la extracción y uso de dichos datos. Por este motivo con este estudio presentamos y ponemos a disposición los programas y herramientas utilizadas para toda la comunidad a través de la página web de la SEFM.

5. Conclusiones

El presente artículo describe la aplicación de métricas de complejidad en la evaluación de los planes de tratamiento de radioterapia con dos ejemplos prácticos. Se ha mostrado como en dos casos clínicos representativos de la práctica habitual (*SBRT* y próstata con ganglios) puede reducirse la complejidad de una manera muy importante, sin prácticamente afectar a la calidad dosimétrica alcanzada, permitiendo así una reducción de las incertidumbres asociadas.

Dada la falta de herramientas para la cuantificación de la complejidad de los planes de tratamiento de radioterapia, los programas presentados se ponen a disposición de los socios de la SEFM a través de la web de la Sociedad Española de Física Médica, facilitando así su futura aplicación. El *Script* aportado está desarrollado para el *TPS Eclipse* pero *PlanAnalyzer*, basado en *MATLAB*, es compatible con cualquier sistema de planificación y unidad de tratamiento gracias al uso de ficheros exportados en formato *DICOM*. Esperamos que estas herramientas sirvan de ayuda para reducir incertidumbres y aumentar la robustez de los tratamientos de radioterapia.

Conflicto de intereses

Los autores presentes en este artículo declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Financiación y agradecimientos

Los autores agradecen a la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) la financiación de esta investigación a través de la beca PI-SEFM-2022.

Referencias

- World Health Organization, editor. Quality assurance in radiotherapy: a guide prepared following a workshop held at Schloss Reisingburg, Federal Republic of Germany, 3-7 December 1984, and organized jointly by Institute of Radiation Hygiene, Federal Health Office, Neuherberg, Federal Republic of Germany and World Health Organization, Geneva, Switzerland. Geneva : Albany, NY: World Health Organization ; WHO Publications Center USA; 1988. 52 p.
- Lliso Valverde F, Vilches Pacheco M, Martínez Albaladejo M, Almendral Manzano P, Ambroa Rey E, Ferrer Gracia CL, et al. Guía para el control de calidad y seguridad en aceleradores lineales de uso clínico. *Rev Física Médica*. 2024;25(1):77-122. <https://doi.org/10.37004/sefm/2024.25.1.007>.
- Smith K, Balter P, Duhon J, White GA, Vassy DL, Miller RA, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 8.a.: Linear accelerator performance tests. *J Appl Clin Med Phys*. 2017;18(4):23-39. <https://doi.org/10.1002/acm2.12080>.
- Krauss RF, Balik S, Cirino ET, Hadley A, Hariharan N, Holmes SM, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 8.b: Linear accelerator performance tests. *J Appl Clin Med Phys*. 2023;24(11):e14160. <https://doi.org/10.1002/acm2.14160>.
- Miften M, Olch A, Mihailidis D, Moran J, Pawlicki T, Molineu A, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA : Recommendations of AAPM Task Group No. 218 . *Med Phys [Internet]*. 2018;45(4). <https://doi.org/10.1002/mp.12810>.
- Patel I, editor. Physics aspects of quality control in radiotherapy. 2nd edition. York: Institute of Physics and Engineering in Medicine; 2018.
- García Romero A, Hernández Masgrau V, Baeza Trujillo M, Teijeiro García A, Clemente Gutiérrez F, Morera Cano D. Resultados de la encuesta de la Sociedad Española de Física Médica sobre de control de calidad de sistemas de planificación de tratamientos en el ámbito de haces de fotones y electrones de radioterapia externa. *Rev Física Médica*. 2021;2(22):55-66. <https://doi.org/10.37004/sefm/2021.22.2.006>.
- Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys*. 2008;35(1):310-7. <https://doi.org/10.1118/1.2818738>.
- Kaplan LP, Placidi L, Bäck A, Canters R, Hussein M, Vaniqui A, et al. Plan quality assessment in clinical practice: Results of the 2020 ESTRO survey on plan complexity and robustness. *Radiother Oncol*. 2022;173:254-61. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2022.06.005>.
- Hernandez V, Hansen CR, Widesott L, Bäck A, Canters R, Fusella M, 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. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2020.09.038>.
- Schwarz M, Cattaneo GM, Marrazzo L. Geometrical and dosimetrical uncertainties in hypofractionated radiotherapy of the lung: A review. *Phys Med*. 2017;36:126-39. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.02.011>.
- Liebl J, Paganetti H, Zhu M, Winey BA. The influence of patient positioning uncertainties in proton radiotherapy on proton range and dose distributions. *Med Phys*. 2014;41(9):091711. <https://doi.org/10.1118/1.4892601>.
- Lomax AJ. Intensity modulated proton therapy and its sensitivity to treatment uncertainties 1: the potential effects of calculational uncertainties. *Phys Med Biol*. 2008;53(4):1027-42. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/53/4/014>.
- Lomax AJ. Intensity modulated proton therapy and its sensitivity to treatment uncertainties 2: the potential effects of inter-fraction and inter-field motions. *Phys Med Biol*. 2008;53(4):1043-56. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/53/4/015>.
- Yock AD, Mohan R, Flampouri S, Bosch W, Taylor PA, Gladstone D, et al. Robustness Analysis for External Beam Radiation Therapy Treatment Plans: Describing Uncertainty Scenarios and Reporting Their Dosimetric Consequences. *Pract Radiat Oncol*. 2019;9(4):200-7. <https://doi.org/10.1016/j.prro.2018.12.002>.
- Park JM, Wu HG, Kim JH, Carlson JNK, Kim K. The effect of MLC speed and acceleration on the plan delivery accuracy of VMAT. *Br J Radiol*. 2015;88(1049):20140698. <https://doi.org/10.1259/bjr.20140698>.
- Kamperis E, Kodona C, Hatzioannou K, Giannouzakos V. Complexity in Radiation Therapy: It's Complicated. *Int J Radiat Oncol*. 2020;106(1):182-4. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2019.09.003>.
- Antoine M, Ralite F, Soustiel C, Marsac T, Sargos P, Cugny A, et al. Use of metrics to quantify IMRT and VMAT treatment plan complexity: A systematic review and perspectives. *Phys Med*. 2019;64:98-108. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.05.024>.
- Chiavassa S, Bessieres I, Edouard M, Mathot M, Moignier A. Complexity metrics for IMRT and VMAT plans: a review of current literature and applications. *Br J Radiol*. 2019;92(1102):20190270. <https://doi.org/10.1259/bjr.20190270>.
- Huble E, Pierce G. The influence of plan modulation on the interplay effect in VMAT liver SBRT treatments. *Phys Med*. 2017;40:115-21. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.07.025>.
- Hernandez V, Saez J, Pasler M, Jurado-Bruggeman D, Jornet N. Comparison of complexity metrics for multi-institutional evaluations of treatment plans in radiotherapy. *Phys Imaging Radiat Oncol*. 2018;5:37-43. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2018.02.002>.
- Crowe SB, Kairn T, Kenny J, Knight RT, Hill B, Langton CM, et al. Treatment plan complexity metrics for predicting IMRT pre-treatment quality assurance results. *Australas Phys Eng Sci Med*. 2014;37(3):475-82. <https://doi.org/10.1007/s13246-014-0274-9>.
- Vieilleveigne L, Khamphan C, Saez J, Hernandez V. On the need for tuning the dosimetric leaf gap for stereotactic treatment plans in the Eclipse treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys*. 2019;20(7):68-77. <https://doi.org/10.1002/acm2.12656>.
- McNiven AL, Sharpe MB, Purdie TG. A new metric for assessing IMRT modulation complexity and plan deli-

- verability. *Med Phys.* 2010;37(2):505-15. <https://doi.org/10.1118/1.3276775>.
25. Park JM, Park SY, Kim H, Kim JH, Carlson J, Ye SJ. Modulation indices for volumetric modulated arc therapy. *Phys Med Biol.* 2014;59(23):7315-40. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/23/7315>.
 26. Du W, Cho SH, Zhang X, Hoffman KE, Kudchadker RJ. Quantification of beam complexity in intensity-modulated radiation therapy treatment plans. *Med Phys.* 2014;41(2):021716. <https://doi.org/10.1118/1.4861821>.
 27. Younge KC, Matuszak MM, Moran JM, McShan DL, Fraass BA, Roberts DA. Penalization of aperture complexity in inversely planned volumetric modulated arc therapy. *Med Phys.* 2012;39(11):7160-70. <https://doi.org/10.1118/1.4762566>.
 28. Masi L, Doro R, Favuzza V, Cipressi S, Livi L. Impact of plan parameters on the dosimetric accuracy of volumetric modulated arc therapy. *Med Phys.* 2013;40(7):071718. <https://doi.org/10.1118/1.4810969>.
 29. Scaggion A, Fusella M, Agnello G, Bettinelli A, Pivato N, Roggio A, et al. Limiting treatment plan complexity by applying a novel commercial tool. *J Appl Clin Med Phys.* 2020;21(8):27-34. <https://doi.org/10.1002/acm2.12908>.
 30. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). ICRU Report 83: Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). *J ICRU.* 2010;10(1):1-106. <https://doi.org/10.1093/jicru/ndq001>.
 31. Feuvret L, Noël G, Mazon JJ, Bey P. Conformity index: A review. *Int J Radiat Oncol.* 2006;64(2):333-42. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2005.09.028>.
 32. Paddick I, Lippitz B. A simple dose gradient measurement tool to complement the conformity index. *J Neurosurg.* 2006;105(Supplement):194-201. <https://doi.org/10.3171/sup.2006.105.7.194>.
 33. UK SABR Consortium. Stereotactic Ablative Body Radiation Therapy (SABR): A Resource. [Internet]. England: UK SABR Consortium; 2019. Disponible en: <https://www.sabr.org.uk>
 34. Matuszak MM, Larsen EW, Fraass BA. Reduction of IMRT beam complexity through the use of beam modulation penalties in the objective function. *Med Phys.* 2007;34(2):507-20. <https://doi.org/10.1118/1.2409749>.
 35. Mans A, Schuring D, Arends M, Vugts L, Wolthaus JWH, Lotz H, et al. NCS Report 24: Code of practice for the quality assurance and control for volumetric modulated arc therapy [Internet]. 1.a ed. Delft: NCS; 2015 feb. Disponible en: <https://radiationdosimetry.org/ncs/documents/code-of-practice-for-the-quality-assurance-and-control-for-vmat>. <https://doi.org/10.25030/ncs-024>.
 36. García Romero A, Baeza Trujillo M, Teijeiro García A, Clemente Gutiérrez F, Morera Cano D, Hernández Masgrau V. Guía para el control de calidad y seguridad de los sistemas de planificación y planes de tratamiento de radioterapia externa. *Rev Física Médica.* 2024;25(1):123-82. <https://doi.org/10.37004/sefm/2024.25.1.008>.
 37. Kairn T, Crowe SB, Kenny J, Knight RT, Trapp JV. Predicting the likelihood of QA failure using treatment plan accuracy metrics. *J Phys Conf Ser.* 2014;489:012051. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/489/1/012051>.

Material Suplementario

Las prescripciones determinadas por el oncólogo radioterápico para próstata y los valores obtenidos en los planes utilizados se muestran en la tabla S1.

Las prescripciones determinadas por el especialista en oncología radioterápica para SBRT se muestran en la tabla S2.

Tabla S1. Restricciones a órganos de riesgo prescritas por el oncólogo radioterápico para el caso de la próstata con ganglios, y valores obtenidos para el plan sin control de complejidad (SC) y con control de complejidad (CC).

Órgano	Restricción	Plan SC	Plan CC
Vejiga	V50Gy = 50%	50.0%	46.4%
	V60Gy = 40%	39.3%	37.7%
	V65Gy = 30%	39.3%	39.3%
Recto	V50Gy = 10%	38%	39.2%
	V60Gy = 10%	23.6%	22.8%
Cabeza femoral derecha	V50Gy = 10%	0.0	0.0
Cabeza femoral izquierda	V50Gy = 10%	0.0	0.0
Bulbo del pene	Dosis máxima = 54Gy	28.9%	29.4%
Intestino	Dosis máxima = 45Gy	52.6%	51.7%
PTV1	V95% = 95%	99.8%	100%
PTV2	V95% = 95%	100%	100%
PTV2	Dosis máxima = 107%	106.3%	105%

Tabla S2. Restricciones a órganos de riesgo prescritas por el especialista en oncología radioterápica para el caso de la SBRT (*Stereotactic Body Radiotherapy*) de pulmón. ITV (*Internal Target Volume*)*.

Órgano	Restricción	
Médula espinal	Dosis máxima	22 Gy
Piel	Dosis máxima	32 Gy
	V39Gy	0.5 cm ³
Pared Costal	Dosis máxima	32 Gy
	V32Gy	30 cm ³
	V39Gy	0.5 cm ³
Pulmones menos ITV*	V20Gy	10%
	V12.5Gy	15%
Corazón	Dosis máxima	38 Gy
	V27Gy	0.5 cm ³
Grandes Vasos	V47Gy	10 cm ³
Esófago	Dosis máxima	4 cm ³
Árbol bronquial	V18Gy	Dosis
	V21Gy	0.5 cm ³

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

Caracterización de materiales para la fabricación de inmovilizadores personalizados en pacientes de radioterapia con lesiones en extremidades mediante impresión 3D

Characterization of materials for the manufacture of personalized extremity immobilizers in radiotherapy patients using 3D printing

David Hernández González^{1,*}, Pablo Castro Tejero², María Roch González², Pablo Chamorro Serrano², Miguel Angel Muñoz Torrijos³, Carlos Izquierdo Rodríguez³

¹ Complejo Asistencial Universitario de Salamanca/Complejo Asistencial de Ávila. Instituto de Investigación Biomédica de Salamanca.

² Hospital Universitario La Princesa. Instituto de Investigación Sanitaria Hospital Universitario de La Princesa.

³ Asociación "HullProject - Impresión 3D biomédica".

Fecha de Recepción: 11/12/2024 - Fecha de Aceptación: 25/04/2025

Actualmente, los sistemas de guiado por superficie permiten posicionar al paciente con precisiones inferiores al milímetro.¹ Una buena inmovilización del paciente es fundamental para conseguir esa precisión. En los tratamientos de extremidades se han venido usando soluciones generalizadas, como máscaras termoplásticas o colchones de vacío. Este trabajo quiere conseguir una inmovilización personalizada, combinando precisión y confort del paciente durante el tratamiento. Se está desarrollando un diseño orientado a la tecnología de fabricación aditiva. El primer paso es caracterizar que tipo de material biocompatible presenta mejores características dosimétricas para poder realizar la fabricación del inmovilizador mediante impresión 3D. Además de las características dosimétricas, es importante que estos materiales tengan unos criterios ergonómicos que permitan una mejor reproducibilidad y precisión en los tratamientos de radioterapia localizados en las extremidades. Se han analizado diferentes materiales teniendo en cuenta estas propiedades, seleccionando los más apropiados para poder diseñar e implementar la prueba de concepto del inmovilizador para extremidades en la rutina clínica diaria. El estudio realizado en este proyecto de investigación refleja que los materiales más adecuados para el diseño personalizado del inmovilizador de extremidades mediante impresión 3D son PLA para la parte de soporte del inmovilizador y EasyI925 como material de bolus.

Palabras clave: Extremidades. Impresión 3D. Inmovilización de pacientes.

Nowadays, surfaces guidance systems allow patient positioning with accuracies of less than one millimeter. Good patient immobilization is essential to achieve this accuracy. For treatment of extremities, have been used different generalized solutions, such as thermoplastic masks or vacuum mattress. This study aims to achieve personalized immobilization, which combines precision and comfort for the patient during treatment. To achieve this, a design oriented to additive manufacturing technology is being developed. The first step is to characterize which type of biocompatible material has the best dosimetric characteristics to be able to manufacture the immobilizer by 3D printing. In addition to the dosimetric characteristics, it is important that these materials have ergonomic criteria that allow better reproducibility and precision in radiotherapy treatments located in the extremities. Different materials have been analyzed taking into account these properties, selecting the most appropriate ones in order to design and implement the proof of concept of an extremities immobilizer in daily clinical routine. The study carried out in this research project reflects that the most suitable materials for the customized design of the extremities immobilizer by 3D printing are PLA for the support part of the immobilizer and EasyI925 as the bolus material.

Key words: Extremities. 3D Printing. Patient immobilization.

*Correspondencia: dhernandezgon@saludcastillayleon.es

<https://doi.org/10.37004/sefm/2025.26.1.002>

Introducción

Los tratamientos de radioterapia se diseñan para administrar la dosis de radiación prescrita al volumen tumoral, preservando en la medida de lo posible el tejido sano próximo. Durante todo el proceso radioterápico, la geometría del paciente está sometida a numerosas fuentes de incertidumbre que dificultan conocer la posición del volumen blanco de manera precisa. Durante la simulación del tratamiento es el momento en el que se definen los sistemas de inmovilización y de referencia que garantizan la posición más adecuada para el tratamiento de la lesión y que deben ser lo más confortables posible para el paciente, asegurando la reproducibilidad a lo largo de la sesión de tratamiento y la estabilidad en cada una de las sesiones que se le administra la radioterapia.

El tipo de inmovilización depende fundamentalmente de la región anatómica que se quiere simular, aunque siempre estará supeditado al estado de salud del paciente y/o si éste presenta algún tipo de anomalía anatómica. Por otro lado, los inmovilizadores deben estar hechos de materiales no metálicos, para evitar artefactos en las imágenes, y ser radiotransparentes, esto es, que permiten que la radiación incidente atraviese el material sin modificación significativa en el tratamiento del paciente.

Desde los inicios de la radioterapia la inmovilización de las extremidades inferiores y superiores en el cuerpo humano (piernas, pies, brazos y manos) ha representado un reto, ya que requiere un alto nivel de flexibilidad a la par que se persigue un equilibrio entre la comodidad del paciente y la precisión en la administración del tratamiento. En la actualidad, no se encuentran guías ni recomendaciones que ayuden a una estandarización del sistema de inmovilización para las extremidades. Normalmente, suelen aparecer incertidumbres de posicionamiento grandes, posiciones incómodas del paciente, necesidad de reposicionamiento durante el tratamiento... En general, no hay un dispositivo ideal para el posicionamiento del paciente en este tipo de tratamientos, y hasta la actualidad no ha habido un desarrollo comercial exhaustivo en este sentido.

Algunos trabajos publicados presentan sistemas con un diseño casero creado a partir de la combinación de diversos componentes de otros inmovilizadores.² Realmente estos trabajos reflejan la complejidad para alcanzar un cierto nivel de precisión en la colocación. Otro estudio multicéntrico realizado en Reino Unido³ refleja la gran variedad de sistemas de inmovilización empleados en el tratamiento de lesiones localizadas en las extremidades (termoplásticos, colchones de vacío, reposapiés, soportes de tobillo, mancuernas...). Las pocas soluciones comerciales que pueden encontrarse en el mercado se basan en máscaras termoplásticas, como por ejemplo la presentada por el fabricante Orfit

Industries (Wijnegem, Bélgica)⁴ o la comercializada por Anatomical Geometry S.L (Sevilla, España),⁵ siendo en ambos casos el mismo dispositivo que se utiliza para la inmovilización de las patologías situadas en la zona anatómica de cabeza y cuello.

La técnica de impresión 3D ha supuesto una revolución en diversas áreas relacionadas con la fabricación de objetos tridimensionales a partir de modelos digitales. En los últimos tiempos, también ha sido implementada en el área de la medicina, fundamentalmente para el diseño de implantes y planificación de cirugía. En radioterapia, su empleo ha sido más escaso, aunque se ha comprobado el beneficio de su manejo para empleo en compensadores o bolus para pacientes, maniqués apropiados para dosimetría física e implantes de braquiterapia.⁶⁻⁹ El uso de inmovilizadores realizados mediante impresión 3D personalizados para cada paciente, supone adaptarse a cada situación de manera individualizada, alcanzando un mayor grado potencial de precisión en la elaboración del inmovilizador. Este hecho debe redundar en una mejor aplicación del tratamiento en términos de posicionamiento del paciente, lo que significaría la posibilidad de reducción en los márgenes de tratamiento y minimizar, aún más, las dosis en los tejidos sanos adyacentes a la lesión.

En la literatura existen diversos trabajos que exploran la realización de inmovilizadores mediante impresión 3D.¹⁰⁻¹² La mayor parte de ellos están encaminados a la fabricación de inmovilizadores craneales que intentan reproducir la máscara termoplástica convencional. Todos ellos son estudios preclínicos, pero señalan las potenciales ventajas del uso de la fabricación aditiva frente a los inmovilizadores convencionales: alto grado de precisión en la fabricación, niveles de inmovilización al menos similares a los alcanzados con el sistema tradicional, mejora en la satisfacción en la labor del técnico de radioterapia durante el proceso de elaboración y disminución de los costes asociados.

Aunque no existan trabajos que exploren la posibilidad del uso de un diseño orientado a la fabricación aditiva en inmovilización de extremidades, es fácil suponer que pueden existir numerosas ventajas derivadas del uso de la fabricación aditiva, como ocurre en los inmovilizadores craneales. El objetivo del trabajo es analizar las características propias y dosimétricas de diferentes materiales susceptibles de manejo con impresión 3D, con los que poder diseñar y elaborar dispositivos totalmente personalizados para la inmovilización de extremidades en los pacientes de radioterapia. Además, se presenta, como prueba de concepto, un inmovilizador completamente personalizado basado en un diseño orientado a la tecnología de fabricación aditiva.

Material y métodos

Para poder elaborar el inmovilizador 3D para extremidades, se necesita un conocimiento previo de las propiedades de los materiales y caracterizarlos dosimétricamente. Los materiales analizados en el presente trabajo se recogen en la tabla 1. Estos materiales pueden formar parte directa de la inmovilización (siendo soporte fijo) o parte indirecta (materiales usados como bolus).

El material Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS) es un termoplástico de uso común en impresión 3D. Se caracteriza por una buena resistencia y durabilidad. Al calentarse se ablanda y se vuelve maleable. Otra de sus propiedades es que es resistente al impacto y a la deformación. Es un material que requiere de altas temperaturas para la fusión, entre 220 °C y 250 °C, por lo tanto, es muy importante que la plataforma de impresión sea estable a esa temperatura, para evitar la deformación de la pieza durante la impresión. El butadieno proporciona dureza y resistencia, mientras que el estireno da rigidez y brillo.¹³

Tabla 1. Materiales analizados para su uso en la caracterización del dispositivo de inmovilizador de radioterapia en extremidades.

Material	Finalidad
Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS)	Soporte inmovilización
Ácido Poliláctico (PLA)	Soporte inmovilización
EASYL 925A A+B	Bolus
PLATSIL GEL-0020	Bolus

El Ácido Poliláctico (PLA) es otro de los materiales que se han caracterizado en este estudio. El origen de este filamento es ecológico, proviene de materias como el almidón del maíz o la caña de azúcar y harakeke (Phormium tenax), materiales muy útiles por sus propiedades mecánicas.¹⁴ Es un material resistente, flexible, fácil de manipular y biodegradable. La temperatura de fusión es más baja que la del ABS (180 °C).

El EASYL 925-FDA A+B es una silicona de platino de grado alimentario (FDA). Tiene un color translúcido y muy baja viscosidad. Esta característica es muy útil para evitar la formación de burbujas. La mezcla es 1A:1B. La temperatura de fusión es 220 °C. Una vez enfriado la contracción es prácticamente inapreciable. Es un tipo de silicona actualmente de uso rutinario en moldes de cocina.

El último material analizado es Platsil GEL-0020 (A+B) que es una silicona curada con platino, en proporción análoga al EASYL925A, 1A:1B. La temperatura de la superficie donde se mezcla y el aire deben ser

superiores a 15 °C. Una vez mezclados debe colarse rápidamente sobre el molde usado. Su contracción es también inapreciable. Su dureza la hace ideal para crear máscaras hiperrealistas, simulaciones médicas y aplicaciones prostéticas.

De cada uno de ellos, se fabricaron piezas en forma de plancha cuadrada de área 15 cm x 15 cm con diferentes espesores (3, 5, 7 y 10 mm). En las fabricadas con PLA y ABS se utilizó una boquilla de 0.4 mm, altura de capa 0.28 mm y densidad de relleno 100%. Para hacer las planchas de silicona se hicieron moldes con PLA sobre las que se vertió la mezcla. Además, para estos dos materiales se fabricaron dos piezas en forma de cilindro con el tamaño adecuado para poder insertarlas en el maniquí de densidades CIRS Model 062M (Sun Nuclear, EEUU).

El modelo de impresora Bambu Lab P1S (Bambu Lab, Shenzhen, China) fue el utilizado para realizar las impresiones 3D. Esta máquina funciona mediante modelado por deposición fundida, trabaja con un entorno de impresión cerrado e incluye compensación de vibraciones.

Los materiales susceptibles de emplearse como soporte del dispositivo inmovilizador, ABS y PLA, tienen densidades nominales algo mayores al agua, 1.04 g/cm³ y 1.24 g/cm³, respectivamente, aunque su valor final dependerá del porcentaje de relleno de la pieza. Al realizar la fabricación con un relleno del 100%, la densidad real debería ser muy próxima a la densidad nominal. En principio, los haces no deberían atravesar estos soportes, pero pueden existir geometrías, como manos o pies, en las que sea difícil cumplirlo. En ese caso, la densidad se podría obtener de la propia imagen TC. Para la selección del material óptimo, además de tenerse en cuenta las características de ambos materiales, se realizaron medidas de atenuación con una cámara de ionización Semiflex 3D 31021 (PTW, Friburgo, Alemania) colocada a 5 cm de profundidad de agua sólida. El haz utilizado en estas medidas, así como para el resto de las realizadas en el trabajo, fue un haz de 6MV de energía nominal de un acelerador TrueBeam sTx (Varian Medical Systems, EEUU), con una configuración de SSD igual a 100 cm y un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm.

Primero se han realizado las medidas sin material interpuesto en el camino del haz. A continuación, se repitieron las medidas, colocando un espesor de 3 mm del material en la entrada del haz al maniquí (fig. 1).

Para la selección del material óptimo para su uso como bolus, se tuvieron en cuenta:

- Las características propias de cada material detalladas anteriormente.
- Se realizaron medidas de atenuación colocando un espesor de 3 mm de material en la entrada del haz, como se describe en la fig. 1.

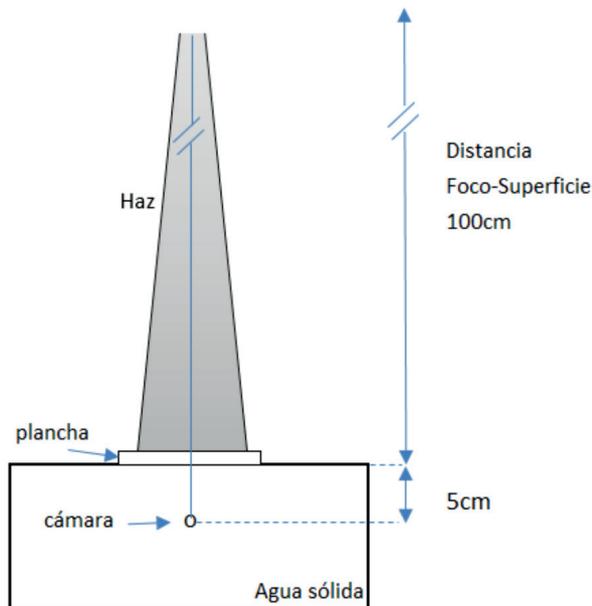


Fig. 1. Configuración para la caracterización de la atenuación de los diferentes materiales.

- También se caracterizó la variación de la dosis con la profundidad (razón de tejido-máximo, TMR) interponiendo espesores variables de los materiales en el camino del haz y colocando una película de tamaño 20 cm x 16 cm entre la parte superior del agua sólida y la plancha de material. El haz incidía perpendicularmente sobre la película (fig. 2).

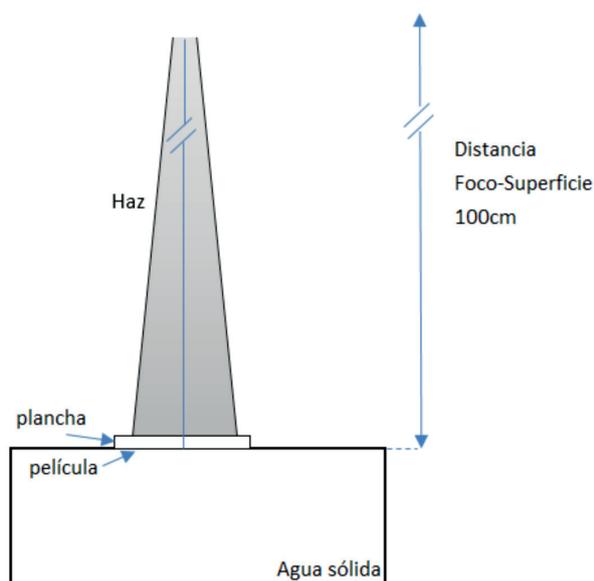


Fig. 2. Configuración para la caracterización de la variación de la dosis con la profundidad para los diferentes materiales.

A partir de estas medidas se analizó la contribución a la dosis impartida en la superficie del maniquí debido a la presencia de material colocado a la entrada del haz, así como su variación con la profundidad. Para los materiales de soporte también se realizaron medidas similares.

Las películas radiocrómicas utilizadas durante la irradiación fueron del modelo GafChromic EBT3 (Ashland Inc., Bridgewater, EEUU). El software utilizado para el análisis de los resultados fue Radiochromic.com (Radiochromic S.L., Valencia, España). La digitalización se realizó con un escáner de sobremesa Epson 12000 XL a una resolución de 75 ppp. Para la conversión a dosis se aplicó la curva de calibración del lote previamente obtenida con dosimetría de triple canal.

Adicionalmente, el bloque cilíndrico del material Easy1 925 y el del Platsil Gel-0020 se caracterizaron mediante una imagen 3DTC para determinar su densidad a partir de las Unidades Hounsfield (UH). Para ello es necesario obtener previamente la curva UH-densidad característica de la planificación de tratamientos en radioterapia, a partir de los insertos específicos del maniquí CIRS Model 062M, cuya densidad está certificada. Una vez determinada la relación UH-densidad podemos determinar la densidad de un material a partir del valor de UH que presenta una imagen TC. En nuestro caso, las piezas cilíndricas se introdujeron dentro del maniquí de densidades, adquiriéndose a continuación una imagen TC. Ésta se analizó trazando una ROI circular interior al inserto y centrada para evitar el efecto de borde (fig. 3).

Para la prueba de concepto se seleccionó un paciente con mixofibrosarcoma en el tobillo izquierdo. La metodología seguida integró la segmentación de las imágenes TC DICOM de simulación para la generación del biomodelo anatómico. La fabricación se realizó mediante la impresora Bambu Lab P1S, empleando PLA para la elaboración de las estructuras óseas, mientras que para el tejido blando se utilizó una resina de silicona de platino translúcida (a partir de moldes impresos en PLA).

El proceso de diseño del inmovilizador integró el bolus de tratamiento en la propia estructura del inmovilizador. La estructura del inmovilizador se fabricó con PLA. Para el bolus se empleó la silicona de platino de grado FDA, Easy1 925. La validación del sistema se realizó mediante adquisición de imágenes CBCT en una unidad de tratamiento TrueBeam, evaluándose calidad de imagen y acoplamiento del inmovilizador.

La asociación Hull Project - Impresión 3D Biomédica, inscrita en el registro nacional de asociaciones, han colaborado en la pre-selección de los materiales aptos para la impresión 3D que pueden ser adecuados para una buena inmovilización, así como en la elaboración del biomodelo y optimización

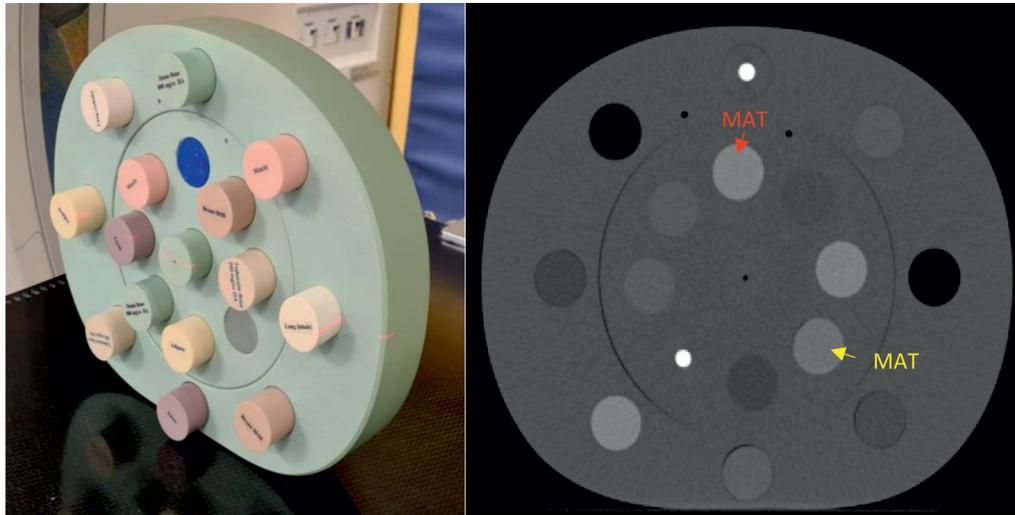


Fig. 3. Análisis de las UH utilizando las figuras cilíndricas de las siliconas estudiadas, introducidos en un maniquí de densidades. En rojo se señala el material EasyL 925 y en amarillo Platsil GEL-0020.

del flujo de trabajo que supondrá poder llevar a cabo la implementación en rutina clínica del inmovilizador propuesto.

Resultados

Las medidas de atenuación para una plancha de 3 mm de material reflejaron que ABS y PLA presentan valores similares: $1.0\% \pm 0.1\%$ para ABS y $1.2\% \pm$

0.1% para PLA.* Estos valores son coherentes con la mayor densidad del PLA. Considerando un espesor de 3 mm de agua, como material de referencia, se obtuvo un valor de $0.8\% \pm 0.1\%$. Para las siliconas, EasyL 925 y Platsil GEL-0020, las medidas reflejaron una absorción del haz al interponer una plancha de 3 mm de material de 1.2% y $1.1\% (\pm 0.1\%)$, respectivamente.

* Las incertidumbres asociadas a los valores de medida se han determinado a partir de la ley de la propagación de la incertidumbre. El factor de cobertura utilizado a lo largo de todo el trabajo es 1 ($k = 1$).

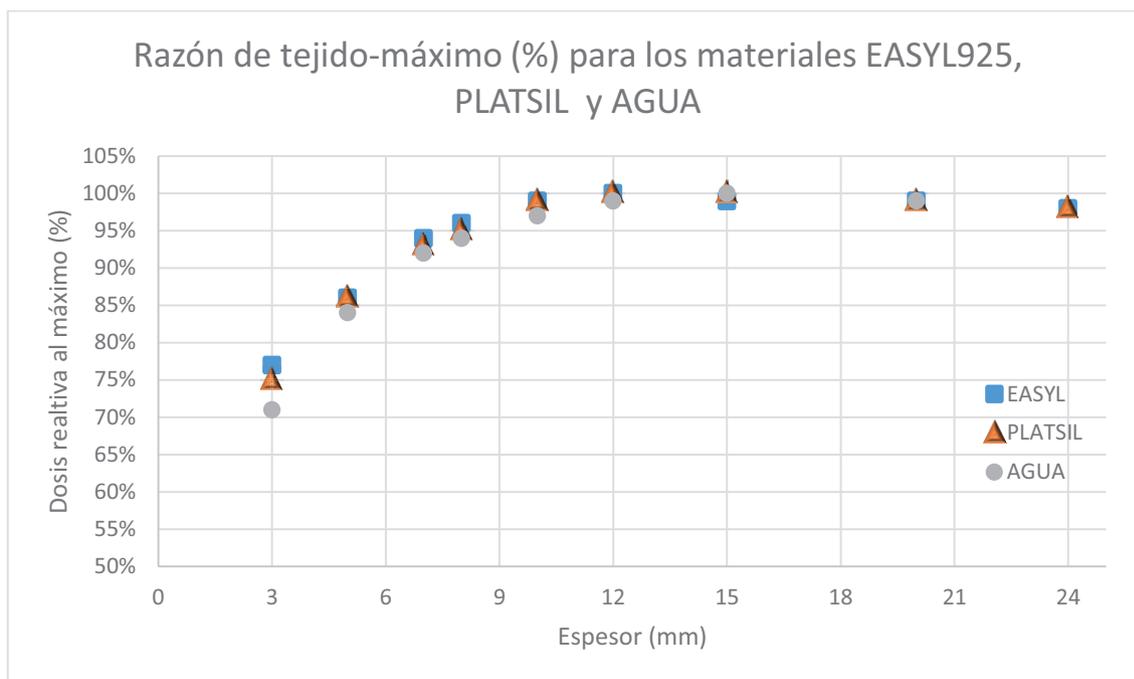


Fig. 4. Curvas de variación de la dosis absorbida con el espesor interpuesto del material EasyL 925, Platsil GEL-0020 y agua.

La caracterización de la razón de tejido-máximo de los materiales susceptibles de usar como bolus se comparó con el comportamiento del material de referencia, el agua, obteniéndose las curvas recogidas en la figura 4.

Por último, las figuras cilíndricas de ambas siliconas presentaron unos valores de UH en la imagen TC de 234.3 ± 10.7 UH, para EasyL 295, y 150.9 ± 12.1 UH, para Platsil GEL-0020. En ambos casos, la imagen permite observar la ausencia de burbujas de aire en su interior, siendo las muestras uniformes en todo su volumen. La imagen TC de las planchas, por el contrario, sí que presentan alguna burbuja en su interior, heterogeneidades, siendo más numerosas en el Platsil GEL-0020. Las UH obtenidas para ambos materiales se corresponden con valores de 1.15 ± 0.01 g/cm³ y 1.11 ± 0.01 g/cm³.

En la figura 5 se muestra el biomodelo de la pierna incluyendo la lesión en el tobillo (fig. 5a), junto con su inmovilizador (fig. 5b). A continuación, se muestra el biomodelo acoplado con su inmovilizador (fig. 5c) y las

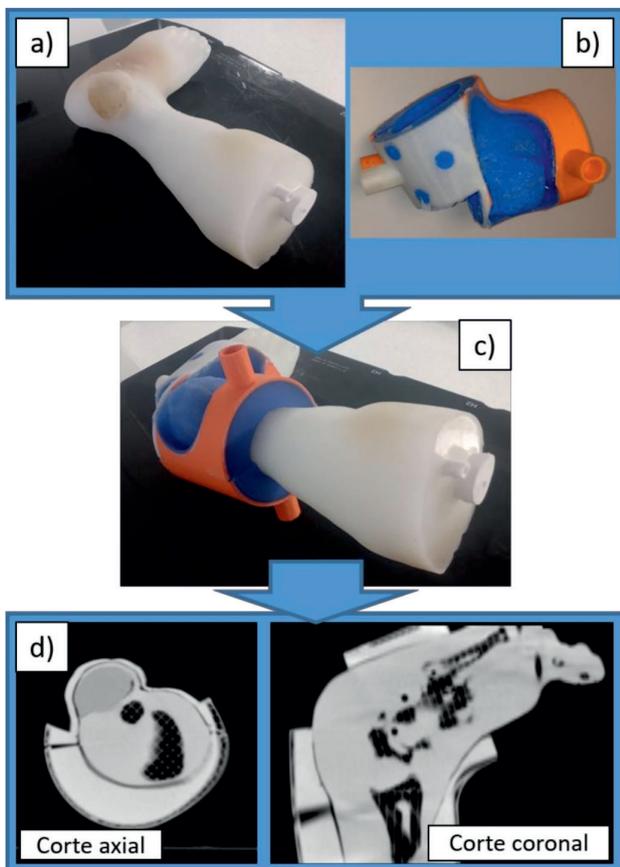


Fig. 5. a) Biomodelo de una pierna con lesión de mixofibrosarcoma b) Prueba de inmovilización para la lesión c) Prueba de acople del inmovilizador al biomodelo de la lesión d) Imágenes CBCT de un corte axial y coronal de la prueba de concepto.

imágenes CBCT adquiridas en la unidad de tratamiento (fig. 5d).

Discusión

La caracterización dosimétrica de los materiales analizados susceptibles de ser empleados como soporte para el dispositivo inmovilizador muestra que no existen grandes diferencias entre ellos, siendo la atenuación de material irradiado menor en ABS respecto al PLA, por su menor densidad. En el caso de que el haz atraviese una parte del inmovilizador donde esté presente el material será necesario tener en cuenta su presencia en los cálculos dosimétricos. Teniendo en cuenta las mínimas discrepancias de los resultados obtenidos en la caracterización dosimétrica de ambos materiales, con valores de atenuación muy similares, no será un elemento diferenciador y basaremos nuestra elección en otras propiedades del material. Ambos materiales, tienen unas propiedades mecánicas similares, en términos de rigidez, resistencia a la tracción o resistencia al impacto.¹⁵ La impresión con ABS requiere condiciones específicas para obtener buenos resultados, ya que tiene una constante de contracción alta, lo que se traduce en que se retrae mucho cuando se enfría. Esto puede ocasionar que la impresión se deforme y cree grietas. Para evitar que esto suceda, el ABS debe imprimirse en un ambiente cálido y sin refrigeración. Por el contrario, es muy recomendable realizar las impresiones en una habitación bien ventilada porque el ABS libera humos y sustancias que podrían suponer un riesgo potencial para la salud. Sin embargo, es importante que, al ventilar, no se generen corrientes de aire alrededor de la impresión ya que puede afectar negativamente al resultado. Por el contrario, la principal ventaja del PLA es su facilidad de uso, que no requiere tantas consideraciones ambientales. Teniendo en cuenta esta ventaja, y que este estudio tiene como base un proyecto de investigación, hemos seleccionado el PLA como material para realizar la prueba de concepto en este trabajo.

En cuanto a los materiales estudiados para cumplir con el efecto bolus, EasyL 295 y Platsil GEL-0020, no existen diferencias importantes en sus características dosimétricas: atenuación y razón de tejido-máximo similares, siendo un poco más absorbente el EasyL 925 por su mayor densidad. La curva es similar a la obtenida en agua, aunque existen diferencias. El hecho de que el material tenga mayor densidad al agua hace que se alcance antes el máximo relativo de dosis. La caída de dosis después del máximo no se ha podido caracterizar por falta de espesor, pero es de esperar una caída ligeramente más rápida en el material analizado respecto al agua. Atendiendo a sus propiedades físicas cabe destacar la baja viscosidad del EasyL 925. Esta propie-

dad evita en gran medida la formación de burbujas. Las burbujas de aire pueden tener un gran impacto dosimétrico debido a la mayor precisión de los algoritmos de cálculo en condiciones de heterogeneidades utilizados actualmente en radioterapia externa.¹⁶ La certificación del EasyL 925 para uso médico, junto a su baja viscosidad, hacen decantarnos por este material con respecto al Platsil GEL-0020.

Cabe mencionar que al tratarse de un estudio enmarcado dentro de un proyecto de investigación aprobado por un CEIm no es obligatoria la licencia de fabricación de producto sanitario a medida, como ocurriría en el caso de cualquier dispositivo impreso no destinado a investigación o docencia.

La realización de una prueba de concepto con maniquís que asemejan a la realidad de extremidades de los pacientes, permite tener una visión más realista de los puntos de mejora en un futuro diseño del dispositivo. Entre otros, el proyecto incluye un estudio de los sistemas de anclaje, indexación, elementos auxiliares y acoplamiento de las partes que constituyen el inmovilizador. La fase final, esto es, la validación clínica consiste en un periodo de reclutamiento de una muestra de 10 pacientes, en el cual se encuentra actualmente el proyecto de investigación.

Conclusiones

El análisis de las características intrínsecas de cada material, así como de sus propiedades dosimétricas nos han permitido seleccionar el material PLA como el más idóneo para realizar la labor de dispositivo soporte del inmovilizador.

Para la tarea de material como bolus se ha seleccionado la silicona EasyL 925 debido a su baja viscosidad, su certificación como producto sanitario y densidad algo más elevada que permitirá trabajar con espesores más pequeños.

Tras la selección de los materiales idóneos se ha realizado una prueba de concepto a partir de un biomodelo de una extremidad inferior con una lesión localizada en el tobillo, la cual nos ha permitido valorar la viabilidad del proyecto.

La inmovilización de extremidades, mediante el diseño específico completamente personalizado aportado por la fabricación aditiva, puede suponer un avance en la precisión de los tratamientos de radioterapia.

Agradecimientos

A HULLPROJECT – IMPRESIÓN 3D BIOMÉDICA, Carlos y Miguel, que tantos recursos han invertido para poder llevar la personalización del tratamiento a

los pacientes de oncología radioterápica a límites que hasta ahora nunca se habían explorado.

A SEFM, por promocionar la investigación con ayudas para proyectos de investigación que hacen posible el desarrollo personal y profesional de los socios de la SEFM.

Financiación

Este estudio se enmarca dentro de un proyecto de investigación aprobado por el CEIm del hospital Universitario de La Princesa y financiado por la SEFM (PI-SEFM-2022).

Bibliografía

1. Scöffel PJ, Harms W, Sroka-Perez G, Schlegel W, Karger CP. Accuracy of a commercial optical 3D surface imaging system for realignment of patients for radiotherapy of the thorax. *Phys Med Biol* [Internet]. 2007; 52(13). <https://doi.org/10.1088/0031-9155/52/13/019>
2. Zheng X, Dai T, Shu X, Pu Y, Feng G, Li X, et al. A new method of lower extremity immobilization in radiotherapy. *Radiat Oncol* [Internet]. 2012;7(1). <https://doi.org/10.1186/1748-717x-7-27>
3. Swinscoe JA, Dickie CI, Ireland RH. Immobilization and image-guidance methods for radiation therapy of limb extremity soft tissue sarcomas: Results of a multi-institutional survey. *Med Dosim* [Internet]. 2018;43(4):377–82. <https://doi.org/10.1016/j.meddos.2017.12.003>
4. The extremities solution [Internet]. Orfit Industries. 2016. Disponible en: <https://www.orfit.com/radiation-oncology/products/the-extremities-solution>
5. eaSyFix, sistema de inmovilización de extremidades [Internet]. Anatege 2022. Disponible en: <https://www.anatge.com/Productos/easyfix>
6. Jiang C, Jiang Z, Dai S, Li D, Wu R, Wang J, et al. The application of 3D printing technology in tumor radiotherapy in the era of precision medicine. *Applied Materials Today*. [Internet]. 2024;40 (102368):2352-9407 <https://doi.org/10.1016/j.apmt.2024.102368>.
7. Ricotti R, Ciardo D, Pansini F, Bazani A, Comi S, Spoto R, et al. Dosimetric characterization of 3D printed bolus at different infill percentage for external photon beam radiotherapy. *Phys Med* [Internet]. 2017;39:25–32. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.06.004>
8. Hazelaar C, van Eijnatten M, Dachele M, Wolff J, Forouzanfar T, Slotman B, et al. Using 3D printing techniques to create an anthropomorphic thorax phantom for medical imaging purposes. *Med Phys* [Internet]. 2017;45(1):92–100. <https://doi.org/10.1002/mp.12644>
9. Lindegaard JC, Madsen ML, Traberg A, Meisner B, Nielsen SK, Tanderup K, et al. Individualised 3D printed vaginal template for MRI guided brachytherapy in locally advanced cervical cancer. *Radiother Oncol* [Internet]. 2015;118(1):173–5. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2015.12.012>

10. Guo W, Wang B, Zhang L-Y, Sun Y-C, Xue T. Study on the application of 3D printing head film fixation technology in cranial radiotherapy. *J Cancer* [Internet]. 2023;14(6):981–8. <https://doi.org/10.7150/jca.82909>
11. Michiels S, D'Hollander A, Lammens N, Kersemans M, Zhang G, Denis J-M, et al. Towards 3D printed multi-functional immobilization for proton therapy: Initial materials characterization. *Med Phys* [Internet]. 2016;43(10):5392. <https://doi.org/10.1118/1.4962033>
12. Meyer T, Quirk S, D'Souza M, Spencer D, Roumeliotis M. A framework for clinical commissioning of 3D printed patient support or immobilization devices in photon radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys* [Internet]. 2018;19(5):499–505. <https://doi.org/10.1002/acm2.12408>
13. Arias M.I, López D.M. Estudio de la resistencia al impacto del acrilonitrilo butadiene estireno (ABS) y ácido poliláctico (PLA) fabricado mediante impresión 3D. Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. Riobamba. 2021. Disponible en <http://dspace.espace.edu.ec/handle/123456789/15115>
14. Díaz C.P. Estudio de la influencia de los parámetros de impresión 3D por FDM (modelo por deposición fundida) en las propiedades del PLA (ácido poliláctico). Trabajo Fin de Grado Facultad de Farmacia. Universidad de La Laguna 2022. Disponible en <http://riull.ull.es/xmlui/handle/915/29961>
15. Filament Material Guide [Internet]. Prusa Research. 2020. Disponible en: <https://help.prusa3d.com/materials>
16. Zucca D, Pérez JM, Fernández P, García J. Implicaciones dosimétricas asociadas al cálculo de dosis con corrección de heterogeneidad en radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) de pulmón. *Revista de Física Médica*. 2016;17(1):11-26.



Revisión de Artículos

Francisco Clemente*

Comité de Redacción.

Estimados compañeros,

En este número vuelvo a retomar la sección de Revisión de artículos tras algunos años, relevando a Julia Garayoa. En primer lugar, agradecer a Julia su dedicación durante estos números a la sección, coordinándola de forma excepcional. También, como es habitual, quiero agradecer sinceramente a los compañeros que, de forma desinteresada, han contribuido a enriquecer la presente sección de la revista.

En primer lugar, Rafael Ayala nos presenta un estudio acerca de la caracterización dosimétrica de un acelerador portátil de electrones destinado a radioterapia intraoperatoria. A continuación, María José Rot nos presenta un trabajo acerca del software MARRTA en el contexto del análisis de riesgo en radioterapia. Seguidamente, se recoge un estudio acerca del empleo de sistemas de SGRT en los tratamientos de radiocirugía sin marco, a cargo de Patricia Sánchez. Jaime Pérez-Alija nos introduce un interesante trabajo acerca del empleo de un modelo de toma de decisiones basado en *deep learning* para ayudar a la selección de los tratamientos adecuados en patología de mama. Para concluir, Maite Romero nos presenta un exhaustivo estudio acerca de las dosis totales recibidas impartidas en los tratamientos de radioterapia, tanto dosis terapéuticas, como las bajas fuera del haz y/o región anatómica de interés y las debidas a las técnicas de imagen aplicadas.

Es un placer poder compartir nuevamente el esfuerzo y dedicación de otros compañeros con vosotros. Agradezco nuevamente a los autores su tiempo y colaboración, pues sin ellos no sería posible esta sección, que espero sea de vuestro agrado.

Un afectuoso saludo.

* Correspondencia
Email: pclementegutierrez@gmail.com



Dosimetric study of bevel factors in IOERT with mobile linacs: Towards a unified code of practice

Ayala R, García R, Ruiz G, García MJ, Soza Á, Gómez S, Udías JM, Ibáñez P
Phys Med 2024 Nov;127:104836. doi: 10.1016/j.ejmp.2024

Rafael Ayala

Servicio de Dosimetría y Radioprotección, Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Dr. Esquerdo 46, 28007, Madrid, Spain.

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

La caracterización dosimétrica de un acelerador portátil de electrones destinado a radioterapia intraoperatoria presenta considerables dificultades. Por un lado, la alta dosis por pulso de estos equipos implica que las cámaras de ionización sufrirán unos efectos de recombinación de iones más altos de lo normal y la determinación de estos efectos no está contemplada en los códigos de práctica actuales. Por otro lado, la determinación de factores campo para aplicadores biselados, además, involucra inevitablemente incidencias oblicuas.

Nuestro estudio compara factores campo para aplicadores biselados determinados con cámara de ionización cilíndrica, detector de diamante sintético y cálculos Monte Carlo realizados con penEasy. El objetivo es evaluar la respuesta de los dos detectores, así como posibles correcciones adicionales.

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

Las simulaciones Monte Carlo implican una descripción exhaustiva de la geometría y los materiales del acelerador, así como una elección adecuada de los parámetros de transporte. Además, las diferentes combinaciones de aplicadores y energías que ofrecen este tipo de aceleradores hacen que el tiempo de cálculo total fuera relativamente largo.

En el aspecto experimental, la nivelación de los aplicadores y el centrado y alineación de los detectores es muy importante y ha de realizarse con especial atención.

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

Los resultados del estudio muestran que el detector de diamante sin aplicar correcciones por incidencia oblicua, es el que mejor concordancia muestra con Monte Carlo. La cámara de ionización, incluso con correcciones que dan cuenta del cambio en el espectro energético de los haces oblicuos, muestra discrepancias mayores y una incertidumbre asociada mucho más alta.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Esperamos que este estudio ayude en la puesta en marcha y caracterización de este tipo de aceleradores. Nuestra recomendación es evitar el uso de cámaras de ionización para la medida de factores campo de aplicadores biselados, debido a la excesiva incertidumbre asociada a las medidas. El detector de diamante, sin embargo, ha demostrado ser una excelente opción para esta tarea.



MARRTA: Risk matrix in advanced radiotherapy

Rot San Juan MJ, Delgado Rodríguez JM, Prieto Martín C, Pérez-Mulas A, Sánchez Cayuela C, Vilanova Ciscar J, Ramírez Vera ML, Ferreras Hernández E, Ferrer Albiach C, Pardo Masferrer J, Ruíz Maqueda S, Vázquez Camello V, Suárez Hernández MJ

Physica Medica, Volume 127, 2024, 104846, doi: 10.1016/j.ejmp.2024.104846

María José Rot San Juan

Servicio de Radiofísica Hospitalaria, Hospital Universitario 12 de Octubre. Avda. De Córdoba s/n, 28041 Madrid.

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Dar continuidad al proyecto MARR, desarrollando un modelo de riesgo basado en la metodología de matrices de riesgo para tratamientos de radioterapia con técnicas avanzadas (IMRT, SBRT), ya habituales en la mayoría de los centros, y desarrollar una herramienta informática gratuita, el software MARRTA, que permita a los profesionales, sin necesidad de ser expertos en análisis de riesgos, desarrollar, adaptar y compartir modelos de riesgo ajustados a las características de su servicio.

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

El principal reto ha sido desarrollar un modelo lo más completo y depurado posible, para lo cual, en la fase final del proyecto, se contó con la colaboración de 18 hospitales que adaptaron el modelo a sus servicios y lo evaluaron junto con el software. Se recibieron 799 comentarios con sugerencias o errores encontrados en los mismos, de los cuales 468 se incorporaron total o parcialmente al modelo tras una exhaustiva revisión, lo cual supuso una carga de trabajo considerable. Adicionalmente, el desarrollo del software ha supuesto un esfuerzo sustancial, generando un retraso considerable en su lanzamiento.

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

Se identificó que el 86% de los posibles sucesos iniciadores son causados por errores humanos causados principalmente por distracciones, deficiencias o falta de comunicación entre los profesionales implicados en el tratamiento del paciente y desconocimiento de los procedimientos establecidos.

El modelo de riesgo de referencia revela que una formación adecuada, una carga de trabajo equilibrada y unas condiciones de trabajo apropiadas, sin interrupciones ni distracciones, pueden reducir a más de la mitad el riesgo asociado a estos sucesos iniciadores.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

El modelo de riesgo y software MARRTA asociado destacan por su facilidad de uso, incluso para quienes tienen un conocimiento limitado de la metodología de las matrices de riesgo. Se puede adaptar a las peculiaridades de los distintos servicios de radioterapia y ofrece al usuario un listado de defensas, algunas de ellas fácilmente implementables, para reducir errores y aumentar la seguridad de los tratamientos radioterápicos.

El software MARRTA permite introducir modelos de riesgo desde cero, lo que abre la posibilidad de aplicación en otras áreas, como la braquiterapia o la terapia metabólica.

Todo esto hace que sea una potente herramienta para cumplir con el requisito legal de la realización de análisis de riesgos en los tratamientos con radiaciones ionizantes.



New findings on clinical experience on surface-guided radiotherapy for frameless non-coplanar stereotactic radiosurgery treatments

Sánchez-Rubio P, Rodríguez-Romero R, Pinto-Monedero M, Alejo-Luque L, Martínez-Ortega J

J Appl Clin Med Phys 2024 Dec;25(12):e14510. doi: 10.1002/acm2.14510

Patricia Sánchez-Rubio

Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda, Madrid.

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Tras la sustitución en nuestro centro de un acelerador Novalis con mesa robótica con 6 grados de libertad (DoF) y sistema de IGRT basado en tubos de rayos X estereoscópicos (ExacTrac), por un acelerador TrueBeamSTX con mesa Perfect Pitch (6DoF) y con el sistema de guiado por superficie AlignRT, nuestro objetivo fue comprobar si dicho sistema nos permitía mantener, al menos, el mismo nivel de exactitud y precisión que el anterior: 0.3 mm-0.3° y 0.5 mm-0.5° para tratamientos de SRS y SRT, respectivamente. Además, queríamos comprobar si existía mejora en el control intrafracción al poder monitorizar continuamente la posición del paciente, y no sólo en el momento de la adquisición de las imágenes ortogonales de rayos X.

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

Principalmente fue el análisis de las 521 sesiones de monitorización registradas por AlignRT. Cada vez que se pausa la monitorización de la superficie, AlignRT genera un archivo con formato csv, que contiene la variación de los desplazamientos laterales (LAT), longitudinales (LONG) y verticales (VRT), las rotaciones *roll*, *pitch* y *yaw*, así como los tiempos en los que se administra o interrumpe el tratamiento. La inhibición del haz se produce cuando el movimiento del paciente supera los umbrales establecidos, pero también cuando se ocluye alguna de las cámaras o la propagación de la región de monitorización no es correcta o lo suficientemente extensa para las posiciones de mesa más extremas (próximas a $\pm 90^\circ$ de rotación). Tal variabilidad impidió la automatización del estudio de los ficheros csv, obligando a un análisis manual que permitiera discernir la causa de la interrupción del haz a partir de la información temporal contenida en los informes en formato pdf generados por AlignRT y la información registrada en la aplicación *Offline Review* de Aria. Para facilitar el análisis, fue fundamental establecer un flujo de trabajo claro que fuera fielmente seguido por los técnicos de radioterapia. Dicho flujo fue definido previamente (Radiotherapy and Oncology 161:S1465-S1466; August 2021; DOI: 10.1016/S0167-8140(21)08194-9) a que aparecieran publicadas las primeras recomendaciones sobre flujos de trabajo para SRS, como el Report 302 de AAPM de Al-Hallaq et al, y que posteriormente fue recogido en el grupo de trabajo de la SEFM sobre SGRT.

Por otro lado, el hecho de que los vectores desplazamiento y rotacional 3D, obtenidos a partir de CBCT y AlignRT, no siguieran una distribución normal, hizo que no fuera posible el empleo de análisis de varianza (ANOVA) para el contraste de hipótesis, por lo que hubo que emplear un análisis de regresión de ecuaciones de estimación generalizada (GEE) para evaluar la asociación entre los sistemas de posicionamiento, los dos tipos de máscaras y los vectores 3D. Además, los desplazamientos LAT, LONG y *yaw*, obtenidos tanto por AlignRT como por imagen de megavoltaje (MV) tampoco obedecieron a una distribución normal, por lo que hubo que emplear la prueba no paramétrica de rangos con signo de Wilcoxon para muestras pareadas, para detectar si existía algún ángulo de mesa en el que las traslaciones LONG y LAT y/o la rotación *yaw* fueran significativamente diferentes, independientemente del tipo de máscara utilizada. Para determinar si las dos técnicas (AlignRT frente a MV) coincidían en las correcciones determinadas por cada una de ellas, se realizaron gráficos de Bland & Altman para las posiciones de mesa en los que la prueba de Wilcoxon fue estadísticamente significativa ($p < 0,05$).

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

Las correcciones SGRT promedio para mesa 0° fueron menores que las detectadas por CBCT ($\leq 0,5$ mm y $0,1^\circ$), con mayores diferencias en LNG y rotación *yaw*. Esta discrepancia entre los dos sistemas parece deberse, principalmente, a la diferencia en el tamaño de las regiones de monitorización (ROIs) empleadas en el registro,

de manera que las discordancias entre ambos sistemas son mayores cuando el isocentro se encuentra alejado de la ROI seleccionada en AlignRT, que se restringe a la superficie anterior del cráneo.

El análisis GEE indicó que el vector traslación 3D promedio obtenido por el sistema SGRT no fue estadísticamente diferente entre las máscaras *Qfix* y *Klarity*, mientras que sí lo fue para el vector rotacional 3D. Aunque las máscaras de Klarity permiten algo más de movimiento dentro de ellas, es igualmente adecuada para su uso en SRS con SGRT en comparación con la máscara *Qfix*.

Los desplazamientos y rotaciones promedio registrados en los pacientes para las diferentes posiciones de mesa con el sistema de SGRT fueron < 0.5 mm y 0.3° . Al comparar las correcciones determinadas por el sistema de SGRT con las de una imagen antero-posterior de MV, no se encontraron diferencias significativas entre las correcciones LNG, LAT y yaw para ninguna rotación de mesa, excepto para las correcciones LNG en la posición angular de mesa 65° ; las correcciones LAT para posición de mesa 65° y 270° y la rotación yaw en la posición angular de mesa de 30° .

El uso de haces no coplanares no supuso una pérdida de exactitud en cuanto al movimiento intrafracción, registrándose desplazamientos promedios $< 0,1$ mm y $0,1^\circ$ para cualquier ángulo de mesa.

En definitiva, la configuración del sistema SGRT con valores de 1 s para el parámetro *maximum misalignment time*, junto con el empleo de umbrales de 0.3 mm- 0.3° para traslaciones y rotaciones, respectivamente, ha demostrado ser clínicamente viable.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Nuestro trabajo ha evidenciado, a partir de datos de tratamientos de pacientes, que el sistema de radioterapia guiada por superficie *AlignRT* puede alcanzar la exactitud y precisión necesaria para tratar y monitorizar al paciente en tiempo real para tratamientos no coplanares sin marco estereotáxico en todo el rango de rotación de la camilla. Hasta el momento, todos los trabajos publicados habían estudiado la exactitud y precisión de estos sistemas utilizando resultados obtenidos con maniqués.

Por otro lado, el trabajo ha corroborado la validez del flujo de trabajo diseñado, así como los parámetros seleccionados en *AlignRT*, proporcionando resultados de interés para usuarios que deseen aplicar la tecnología SGRT en los tratamientos SRS.



Breast radiotherapy planning: A decision-making framework using deep learning

Gallego P, Ambroa E, PérezAlija J, Jornet N, Anson C, Tejedor N, Vivancos H, Ruiz A, Barceló M, Dominguez A, Riu V, Roda J, Carrasco P, Balocco S, Díaz O
 Med Phys 2025 Mar;52(3):1798-1809. doi: 10.1002/mp.17527

Jaime Pérez-Alija

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

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Nuestra motivación principal surgió de una doble inquietud: por un lado, la curiosidad compartida por las redes neuronales aplicadas a la planificación en radioterapia, y por otro, la voluntad de alinearnos con las recomendaciones de la campaña *Choosing Wisely* de la ASTRO. Esta campaña desaconseja el uso rutinario de IMRT para la irradiación de la mama salvo cuando aporta ventajas claras en la reducción de dosis a órganos críticos. Si bien la IMRT ofrece una distribución de dosis más conformada, estos beneficios no siempre se traducen en mejoras clínicas sustanciales, lo que hace que la 3D-CRT sea una opción viable y, en muchos casos, preferible. Con esto en mente, desarrollamos un modelo de toma de decisiones basado en *Deep learning* para ayudar a la selección de la mejor técnica para cada paciente. Además, nos motivaba realizar un trabajo conjunto entre amigos y compartir el proceso de investigación.

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

La mayor dificultad fue tecnológica: no contábamos con una infraestructura avanzada, así que trabajamos con ordenadores de sobremesa convencionales. Dos compañeros adquirieron una tarjeta gráfica específica para entrenar redes neuronales básicas. Adaptarnos a estas limitaciones nos volvió sin duda más perspicaces y nos obligó a sacar el máximo rendimiento de los recursos disponibles. De alguna manera, nos impuso entender a fondo las herramientas utilizadas a lo largo del proyecto, a fin de poder exprimir al máximo su potencial. Afortunadamente, disponemos en nuestro servicio de un entorno que fomenta la investigación, con tiempo protegido para desarrollarla sin comprometer nuestras responsabilidades asistenciales.

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

En términos generales, nuestro modelo de *Deep learning* ha demostrado ser capaz de discriminar entre las técnicas 3D-CRT e IMRT de manera precisa y eficiente, proporcionando una estimación fiable de la dosis a órganos de riesgo y mejorando la consistencia en la selección de la técnica óptima.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

El modelo propuesto mejora la precisión y fiabilidad en la planificación de radioterapia de mama. Nuestro marco de toma de decisiones ha demostrado superar significativamente la toma de decisiones histórica, mostrando una mayor precisión, sensibilidad y especificidad en la predicción de distribuciones de dosis tanto para 3D-CRT como para IMRT. Esto permite garantizar una estimación más fiable de la dosis a órganos de riesgo, reduciendo la variabilidad entre profesionales y mejorando la calidad y seguridad en los tratamientos de radioterapia. Este enfoque refuerza el papel de la IA en la optimización de tratamientos y sienta las bases para futuros desarrollos en la automatización clínica.



Individualized evaluation of the total dose received by radiotherapy patients: Integrating in-field, out-of-field, and imaging dose

Romero-Expósito M, Sánchez-Nieto B, Riveira-Martin M, Azizi M, Gkavonatsiou A, Muñoz I, López-Martínez IN, Espinoza I, Zelada G, Córdova-Bernhardt A, Norrlid O, Goldkuhl C, Molin D, Mosquera-Pena Sánchez F, López-Medina A, Toma-Dasu I, Dasu A

Phys Med 2025 Jan:129:104879. doi: 10.1016/j.ejmp.2024.104879

Maite Romero Expósito

The Skandion Clinic, Uppsala, Sweden; Oncology Pathology Department, Karolinska Institutet, Stockholm, Sweden.

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

La mejora significativa en la terapia médica y en las técnicas de radioterapia (RT) ha conllevado un aumento progresivo en la tasa de supervivencia de los pacientes con cáncer. Como consecuencia, se espera un número elevado de supervivientes a largo plazo, quienes, a su vez, presentarán un mayor riesgo de desarrollar efectos secundarios inducidos por el tratamiento, como enfermedades cardiovasculares, trastornos cognitivos o segundos cánceres radioinducidos.

Para comprender el impacto de la radiación recibida durante el tratamiento en la aparición de estos efectos secundarios, es imprescindible conocer con precisión la dosis depositada en la región de interés. Sin duda, la generación de un registro dosimétrico completo es de vital importancia para cualquier estudio epidemiológico. Sin embargo, fuera del campo de tratamiento, los sistemas de planificación comienzan a mostrar limitaciones en su precisión y, además, no suelen incorporar la radiación secundaria. Por ejemplo, en tratamientos con fotones, a partir de la isodosis del 5 %, la dosis calculada por el sistema de planificación (TPS) puede estar infraestimada hasta en un 40 %, además de que este no contempla la contribución por fuga del cabezal del acelerador. En el

caso de protonterapia, la contribución de los neutrones secundarios producidos por la interacción del haz con el paciente u otros elementos de conformación tampoco es evaluada.

Asimismo, debe tenerse en cuenta que las técnicas actuales de tratamiento, como la VMAT, requieren un mayor esfuerzo en la verificación de la correcta posición de las estructuras de interés, tanto antes como, en algunos casos, durante el tratamiento. Esto ha llevado a que los pacientes se sometan a un mayor número de procedimientos de imagen, lo que implica una dosis adicional de radiación que también debería ser evaluada e incluida en la exposición total del paciente.

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

Nuestro objetivo fue integrar tanto la dosis dentro y fuera del campo de tratamiento como la dosis recibida a causa de los procedimientos de imagen. Esto implica manejar un amplio rango de dosis, desde altas hasta bajas, lo cual, en principio, no representa un problema en tratamientos con fotones de baja energía (<10 MV). Sin embargo, en protonterapia el reto es mayor, ya que es necesario considerar el efecto biológico de los distintos tipos de radiación al momento de sumar las dosis. Además, el efecto biológico específico de interés —como la muerte celular o la inducción de mutaciones— influye directamente en cómo pesar la dosis física recibida. Por ejemplo, en tratamientos con protones suele emplearse un factor de efectividad biológica relativa (*RBE*) de 1.1 para multiplicar la dosis física. Si bien este valor parece adecuado dentro del campo de tratamiento, existen indicios de que en las regiones periféricas al tumor y en los órganos de riesgo, el RBE podría ser mayor. Por otro lado, podría plantearse el problema desde la perspectiva de la protección radiológica, haciendo uso del factor de ponderación de la radiación (w_R). Esta es, precisamente, la aproximación habitual para evaluar la dosis “biológica” debida a los neutrones secundarios. Ligado a esta cuestión, surge también la discusión sobre cuál es la unidad más adecuada para reportar la dosis. En este trabajo planteamos una metodología concreta, pero consideramos que plantear estas cuestiones puede fomentar una discusión valiosa sobre cómo abordar el problema de forma adecuada.

Otro reto importante está relacionado con uno de los principios clave de la medicina personalizada: la necesidad de evaluar la dosis en la anatomía real del paciente. Esto es factible utilizando el CT empleado para la planificación del tratamiento. No obstante, dicho CT no cubre, por razones obvias, el cuerpo completo del paciente. Por lo tanto, se requiere un sistema capaz de reconstruir un maniquí que simule el cuerpo completo del paciente.

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

En primer lugar, el principal resultado del trabajo es la propia metodología desarrollada y el flujo de aplicación propuesto. En resumen, se trata de utilizar la información disponible en el TPS (RTDose, RTPlan y RTStruct, el CT de planificación y el resto de imágenes adquiridas) para reconstruir un maniquí de cuerpo completo, extraer la dosis dentro del campo de tratamiento y obtener los parámetros necesarios para calcular tanto las dosis secundarias generadas durante el tratamiento como las debidas a los procedimientos de imagen. Para la creación del maniquí a cuerpo completo hicimos uso del programa *IS2aR*¹, que emplea los maniquíes de referencia de la ICRP para completar el CT del paciente. Para el cálculo de las dosis secundarias, se realizaron simulaciones Monte Carlo, pero también se discute la posibilidad de implementar herramientas automáticas para el cálculo, como *Periphocal 3D*² para estimar la dosis periférica en tratamientos con fotones, e *iDose*³ para la evaluación de la dosis por imagen.

La metodología fue aplicada en tres casos clínicos: un tratamiento de próstata con VMAT, un linfoma difuso de células B grandes en mediastino tratado con VMAT, y un linfoma de Hodgkin en la fosa supraclavicular izquierda tratado con protones. En función del caso, la dosis se incrementó, con respecto a la reportada por el TPS, en los distintos órganos del paciente entre 5 mGy y 1.1 Gy en el caso de la próstata; entre 70 mGy y 520 mGy en el linfoma tratado con VMAT; y entre 2 mSv y 260 mSv en el linfoma tratado con protonterapia. En los dos tratamientos con fotones, además del CT de planificación, se adquirió un CBCT en cada sesión. La contribución de estas imágenes a la dosis total osciló entre el 1 % y el 28 % en el tratamiento de próstata, y entre el 1 % y el 10 % en el caso del linfoma. En el tratamiento con protones, la verificación se realizó mediante CTs, y la contribución a la dosis total alcanzó hasta un 70 %, debido a la considerable reducción de la dosis fuera del campo conseguida por el tratamiento.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

La evaluación de la dosis total puede aplicarse con diversos fines:

- **Optimización:** Diseñar estrategias para minimizar las exposiciones innecesarias y reducir los posibles efectos secundarios a largo plazo, tanto en el plan de RT como en los protocolos de imágenes. Por ejemplo, en el caso de la próstata, la vejiga urinaria recibió el 4 % de la dosis exclusivamente a través del CBCT, lo que equivale prácticamente a recibir dos fracciones adicionales de RT. Especialmente relevante fue el caso de los testículos, que recibieron una dosis proveniente de todas las exploraciones de CBCT 1,3 veces superior a la dosis derivada únicamente del tratamiento RT. Esto supone la necesidad de una consideración especial para los órganos superficiales al implementar el protocolo de verificación por imagen.
- **Predicciones prospectivas de riesgos:** Evaluar los riesgos potenciales asociados a la exposición a la radiación, lo cual es crucial para la planificación y el seguimiento de los pacientes a largo plazo.
- **Análisis epidemiológicos retrospectivos:** Mejorar el entendimiento sobre el impacto de la radiación en los resultados de los pacientes a lo largo plazo, contribuyendo a estudios que puedan guiar las futuras estrategias de tratamiento.

Referencias

1. Muñoz-Hernández I et al. IS2aR, a computational tool to transform voxelized reference phantoms into patient-specific whole-body virtual CTs for peripheral dose estimation. *Phys Med* 2023;116: 103183.
2. Sánchez-Nieto B et al. A simple analytical model for a fast 3D assessment of peripheral photon dose during coplanar isocentric photon radiotherapy. *Front Oncol* 2022;12:872752.
3. <http://idose.med.uoc.gr/>



Reseñas de tesis doctorales

Diego García Pinto*

Comité de Redacción.

En este número tenemos la reseña de la tesis de nuestra compañera María del Carmen Pujades Claumarchirant, defendida en enero de 2025, donde pone de manifiesto la importancia de las auditorías dosimétricas en radioterapia para garantizar la correcta administración de altas dosis de radiación.

María del Carmen nos propone en su trabajo titulado “*Auditorías postales de dosimetría para radioterapia externa*” una metodología optimizada para aplicar la dosimetría luminescente en entornos clínicos, conforme a las recomendaciones del informe TG-191. En su caso, se utilizó un sistema compuesto por dosímetros nano-Dot™ y un lector microSTAR-ii, cuyas propiedades dosimétricas fueron caracterizadas en detalle. Además se diseñó un ejercicio de auditoría utilizando dosímetros en un maniquí de agua, con una tolerancia del 5% entre dosis medida y declarada. También se llevó a cabo un estudio piloto nacional para establecer un programa de auditoría básica en condiciones de referencia. Este programa verifica la calibración de haces de fotones utilizados en radioterapia. Las campañas realizadas demostraron la viabilidad del método propuesto, con resultados dentro de los márgenes aceptables y comparables con estándares internacionales.

Al igual que en ediciones anteriores, deseo expresar mi más sincera enhorabuena a los nuevos doctores y doctoras que han defendido sus tesis a lo largo de los años 2024 y 2025. Aprovecho esta ocasión para animaros a compartir vuestros trabajos con nosotros, con el fin de incluirlos en próximos números de nuestra revista y contribuir así a su difusión dentro de la comunidad científica.

Un saludo a tod@s.

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



Auditorías postales de dosimetría para radioterapia externa

Autora: María del Carmen Pujades Claumarchirant

Directores: Facundo Ballester Pallarés y Cristian Candela Juan

Lectura: 31/01/2025. Universitat de València. Departament de Física Atòmica, Molecular i Nuclear.

Enlace a la tesis completa: <https://roderic.uv.es/items/a6bf207f-ac41-4059-8bf3-582ccf21eed3>

Las auditorías dosimétricas son de especial relevancia en el campo de la radioterapia, donde se hace uso de elevadas dosis de radiación, puesto que ayudan a detectar problemas en este aspecto tan crucial y brindan apoyo en su resolución.

Los dosímetros de luminiscencia ópticamente estimulada son un tipo de detectores fiables, precisos y prácticos, ampliamente utilizados en la dosimetría puntual debido a su tamaño reducido, alta precisión, capacidad de reutilización y otras propiedades ventajosas, lo que los convierte en una herramienta ideal para su uso en auditorías dosimétricas postales.

En esta tesis se propone una metodología para implementar de manera óptima la dosimetría luminescente en entornos clínicos, enfatizando en las mejores prácticas para asegurar una dosimetría precisa y exacta, de acuerdo con las recomendaciones del informe TG-191 de la American Association of Physicists in Medicine sobre el uso clínico de dosímetros luminescentes.

El sistema dosimétrico utilizado está compuesto por dosímetros nanoDot™ y un lector microSTAR-ii de Landauer (Glenwood, Illinois). Se ha establecido un

procedimiento óptimo de lectura y se han determinado las siguientes características dosimétricas: factor de corrección de sensibilidad individual, pérdida de señal por lectura, reproducibilidad de la lectura, pérdida de señal con el tiempo, falta de linealidad en la respuesta con la dosis, dependencia energética en el rango de interés e influencia del soporte del dosímetro.

Se presentan los resultados de la cuantificación de los factores de corrección que deben aplicarse a las medidas con el sistema dosimétrico empleado cuando se utiliza en la medida de la dosis absorbida en agua para haces de fotones de radioterapia. La incertidumbre alcanzada en la medida de la dosis absorbida en agua ha sido del 1.6 % ($k = 1$).

Se ha propuesto un ejercicio de auditoría empleando dosímetros nanoDot™ colocados en un maniquí de agua. Para ello se ha diseñado un soporte cilíndrico de PMMA compatible con la mayoría de soportes comerciales para cámaras tipo Roos. La tolerancia de paso del ejercicio se ha establecido en un 5 % para la diferencia entre la dosis declarada y la dosis medida.

Se presenta un estudio piloto a nivel nacional para el establecimiento de un programa de auditoría básica,

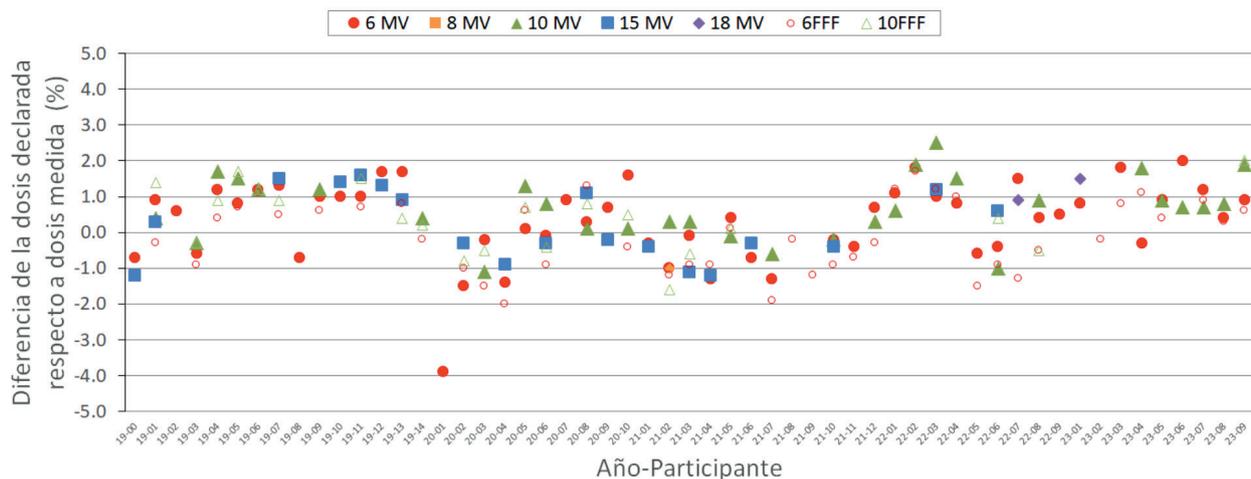


Fig. 1. Resultados de las auditorías realizadas por año y código de participante. Se muestra la diferencia entre la dosis declarada y la dosis medida.

es decir, una auditoría en condiciones de referencia. El estudio ha consistido en una verificación de la calibración de haces de fotones de megavoltaje de los aceleradores empleados en radioterapia donde se pudieran adoptar las condiciones de referencia (tamaño de campo de 10 cm × 10 cm a una profundidad de 10 cm en agua). La magnitud de interés ha sido la dosis absorbida en agua. Esta auditoría es fundamental, ya que cualquier desviación a este nivel se traduce en un error sistemático en los tratamientos.

Durante los últimos años se han organizado campañas anuales de ejercicios con la auditoría propuesta (Figura 1). La experiencia obtenida de estas campañas demuestra que el método propuesto es viable, con resultados dentro de los límites de aceptación, y con una incertidumbre comparable a la de otras organizaciones que ofrecen servicios similares. Por último, para verificar la calidad del programa de auditoría propuesto se presentan los resultados de la participación en distintos estudios ciegos y en una intercomparación.

¿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



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.

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



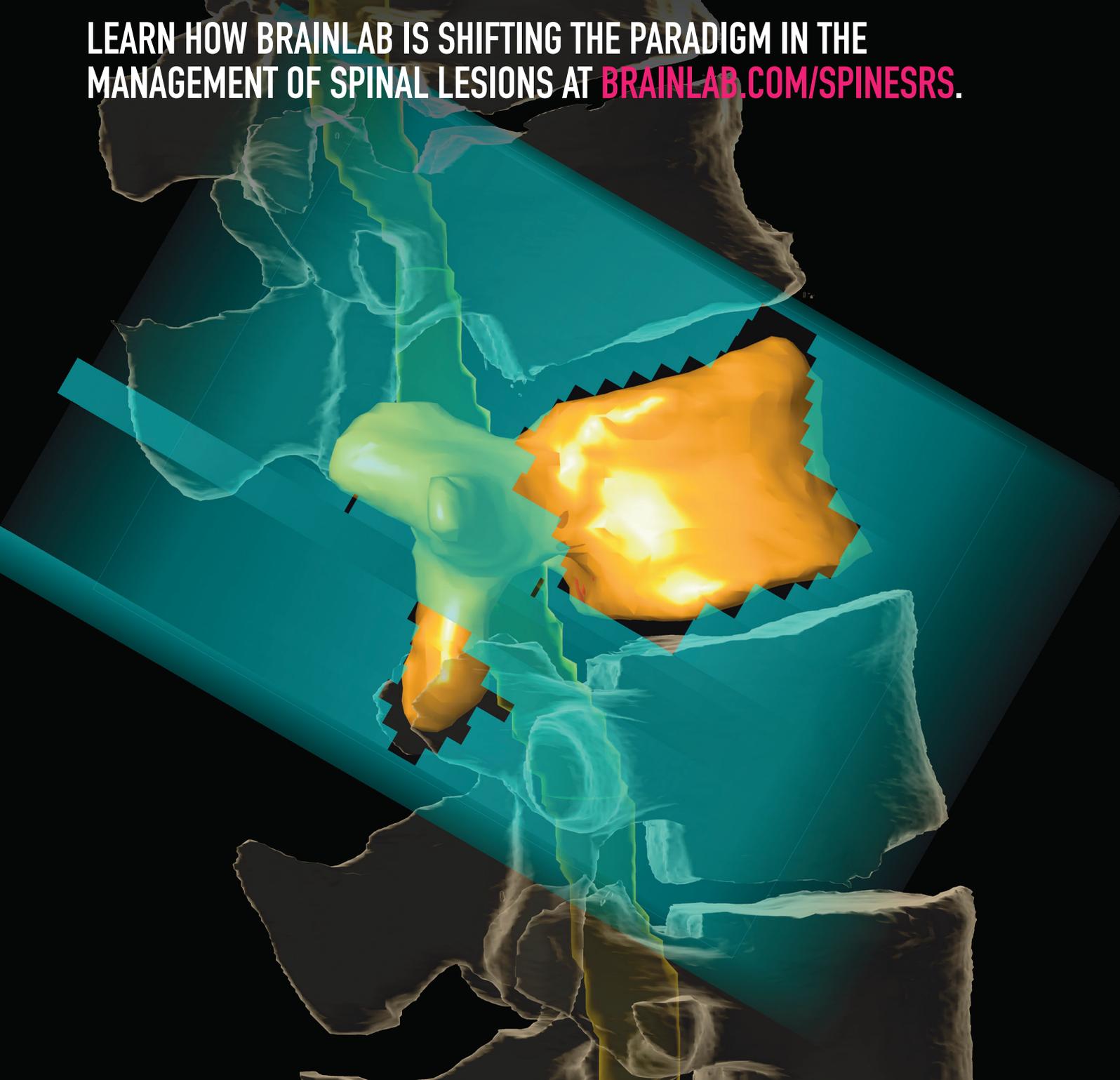
	Numerario 80€/año	Joven 40€/año	Técnico 40€/año	Corresponsal 57€/año
Acceso a documentación publicada por la SEFM				
Asistir a las asambleas de la SEFM				
Descuentos en los eventos organizados por la SEFM				
Acceso a la revista European Journal of Medical Physics (EJMP)				
Acceso a normas UNE				
Acceso a los contactos con otros socios				
Acceso a documentación científica e informes de grupos de trabajo				
Formar parte de los grupos de trabajo				
Disfrutar de ayudas económicas				
Derecho a voto en las asambleas				
Formar parte de las posiciones de Gobierno de la SEFM				

Durante los diferentes pasos del boletín de nuevos socios, se te podrá solicitar documentación acreditativa como el título de Física o la adjudicación de plaza si optas a cuota joven.

HAZTE SOCIO

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).





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	
Herramientas para el manejo y la evaluación de la complejidad de los planes de radioterapia <i>Íñigo Lara Aristimuño, Jordi Sáez Beltrán, Rubén Abella Cereigido, Víctor Hernández Masgrau</i>	13
Caracterización de materiales para la fabricación de inmovilizadores personalizados en pacientes de radioterapia con lesiones en extremidades mediante impresión 3D <i>David Hernández González, Pablo Castro Tejero, María Roch González, Pablo Chamorro Serrano, Miguel Angel Muñoz Torrijos, Carlos Izquierdo Rodríguez</i>	27
Revisión de artículos	35
Reseñas de tesis doctorales	43

