

ISSN 1576-6632

revista de

# FÍSICA MÉDICA

num.  
1

vol.  
24

año  
2023

publicación oficial de la sefm  
bajo el auspicio de la efomp



**Sociedad Española  
de Física Médica**



### Reducción de dosis

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

**DoseRite**<sup>™</sup>



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

**Director**

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

**Editora**

Ruth Rodríguez Romero  
*Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda*

**Editores asociados**

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

Diego García Pinto  
*Universidad Complutense de Madrid. Madrid*

Luis Isaac Ramos  
*Clínica Universitaria de Navarra. Pamplona*

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

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

María Carmen Pujades Claumarchirant  
*Centro Nacional de Dosimetría. Valencia*

Francisco Clemente Gutierrez  
*Complejo Hospitalario de Toledo*

Julia Garayoa Roca  
*Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz. Madrid*

Jesús Cortés Rodicio  
*Hospital Universitario de Álava. Vitoria*

Ignasi Méndez Carot  
*Institute of Oncology Ljubljana. Eslovenia*

Silvia Fernández Cerezo  
*Hospital Universitario Central de Asturias. Oviedo*

Daniel Zucca Aparicio  
*Hospital Universitario HM Sanchinarro. Madrid*

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

**Periodicidad de publicación: Semestral (mayo y noviembre)**

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

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

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

Dirección de correo electrónico de la revista: [revistafisicamedica@crein.com](mailto:revistafisicamedica@crein.com)

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



# Junta Directiva de la SEFM

## Presidente

Damián Guirado Llorente

## Vicepresidente

Agustín Santos Serra

## Tesorera

Teresa García Martínez

## Vocales

Víctor Hernández Masgrau

Manuel Vilches Pacheco

Ana María Tornero López

Naia Pereda Barroeta

## Comisión deontológica e institucional

### Presidenta

Françoise Lliso Valverde  
*francoiselliso@gmail.com*

Bonifacio Tobarra González  
Feliciano García Vicente  
José Luis Carrasco Rodríguez  
José Antonio Miñano Herrero  
José Manuel de la Vega  
Fernández

## Comisión Científica

### Presidente

Pablo Carrasco de Fez  
*pcarrasco@santpau.cat*

Faustino Gómez Rodríguez  
María Amor Duch Guillén  
Antonio Miguel Lallena Rojo  
Núria Jornet Sala  
Josep María Martí Climent  
Carlos Montes Fuentes  
Yolanda Prezado  
Alejandro Mazal  
Irene Hernández Girón  
Cristian Candela Juan  
Irene Torres Espallardo  
Víctor Hernández Masgrau  
*Consultores:* Antonio Brosed Serreta  
José Pérez Calatayud  
Facundo Ballester Pallarés

## Comisión de Docencia

### Presidenta

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

Rafael Colmenares Fernández  
Antonio Otal Palacín  
Naia Pereda Barroeta  
Jaime Pérez-Alija  
Miguel Ángel Peinado Montes

## Comisión de seguridad del paciente

### Presidenta

Mercè Beltrán Vilagrasa

Agustín Santos Serra  
Núria Jornet Sala  
Cristina Moreno Saiz  
María Pinto Monedero  
Carlos Prieto Martín  
M<sup>a</sup> José Rot San Juan  
Pablo Saldaña Gutiérrez

## Representantes

### Miembros de IOMP

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

### Representantes en la EFOMP

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

### Representantes en ESTRO

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

### Representante en el Colegio Oficial de Físicos

María Luisa Chapel Gómez, *Complejo Hospitalario de Toledo*

### Representante en IHE

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



## Representantes

### Representante en la UNE

Raquel Barquero Sanz, *Hospital Clínico Universitario Valladolid*

Daniel Fernández Molina, *Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla*

Oliver Díaz Montesdeoca, *Departamento de Matemáticas e Informática, Universidad de Barcelona*

### Representantes en el Foro Sanitario

#### Conjunto CSN – SEFM - SEPR

#### Miembros (por parte de la SEFM):

Agustín Santos Serra, *Hospital Provincial de Castelló. Castellón*

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

Teresa García Martínez, *Hospital Universitario Dr. Peset. Valencia*

### Representante en la Comisión

#### Nacional de Radiofísica Hospitalaria

Damián Guirado Llorente. *Hospital Universitario Clínico San Cecilio. Granada*



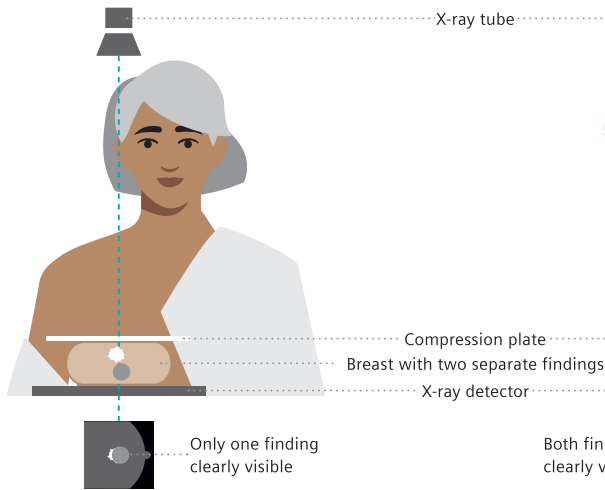
# Breast Care. Early detection is key.

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.

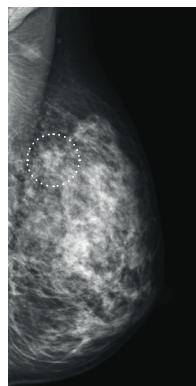
Breast care. Because we care.

## 2D mammography

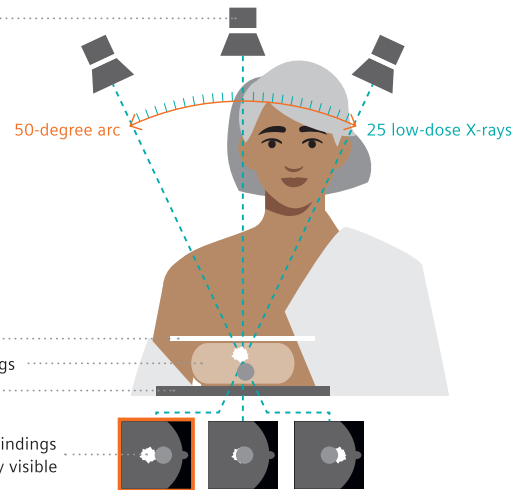


In 2D mammography, an X-ray image of the breast is taken. The breast is first compressed between two plates to spread the tissue apart. This results in a better picture and allows less radiation to be used. Our mammography system MAMMOMAT Revelation enables us to use a low radiation dose for the mammogram.

Finding is hard to see on 2D mammography scan

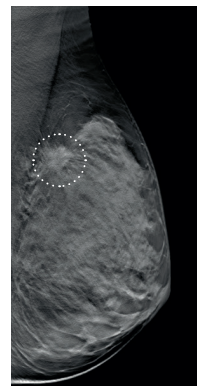


## 3D mammography/tomosynthesis



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

Finding is clearly visible on tomosynthesis scan



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

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

# Grupos de trabajo SEFM

## 1. Control de calidad de aceleradores lineales de uso médico

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

## 2. Control de calidad de sistemas de planificación de tratamiento

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

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

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

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

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

### 5. Medios Humanos en Radiofísica Hospitalaria

<b>Coordinador</b>	José Antonio Terrón León <i>Hospital U. Virgen Macarena. Sevilla</i>
<b>Miembros</b>	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>

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

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

### 7. Interrupción de tratamientos (en colaboración con: SEOR)

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

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

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

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

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

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

## 11. Dosimetría en Radiología Intervencionista (en colaboración con SEPR)

<b>Coordinadores</b>	María Amor Duch Guillén <i>Institut de Tècniques Energètiques. Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona</i> Roberto Sánchez Casanueva <i>Hospital Clínico San Carlos. Madrid</i>
<b>Miembros</b>	Marta Barceló Pagès. <i>Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona</i> Manuel F. Rodríguez Castillo. <i>Hospital Universitario Virgen de Valme. Sevilla</i> Maruxa Pérez Fernández. <i>UTPR Galaria. Santiago de Compostela</i> Luis Alejo Luque. <i>Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda</i> Eva Corredoira Silva. <i>Hospital Universitario de Guadalajara</i> José M. Ordiales Solís. <i>Hospital Universitario de Cáceres</i>

# RAD formation

Automatización Inteligente  
en Oncología Radioterápica

## Optimice su flujo de trabajo clínico

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

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

 ClearCalc

 RadMonteCarlo\*

Plataforma software para el cálculo redundante

 AutoContour

Software de contorno automático basado en IA

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

Distribuido en España por

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

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



# Índice

---

<b>Editorial</b>	<b>11</b>
<b>Artículos científicos</b>	
Diseño de un sistema local de notificación y aprendizaje de sucesos en radioterapia basado en SAFRON <i>Carlos Prieto Martín, Paula García Castañón, Rocío Simón de Blas, Sergio Honorato Hernández, Paloma Botella Faus, Pablo Chamorro Serrano, Rodrigo Rosado del Castillo</i>	<b>13</b>
Design of a local incident learning system in radiotherapy based on SAFRON <i>Carlos Prieto Martín, Paula García Castañón, Rocío Simón de Blas, Sergio Honorato Hernández, Paloma Botella Faus, Pablo Chamorro Serrano, Rodrigo Rosado del Castillo</i>	<b>21</b>
Una herramienta informática para la planificación automática de los tratamientos de arcoterapia con intensidad modulada volumétrica <i>Pedro Sánchez Galiano, Silvia Fernández Cerezo, Javier Sánchez Ruipérez, Alfonso Villacé Gállego, Zahara Martín Rodríguez, Diego Crelgo Alonso, José Fernández García</i>	<b>29</b>
Análisis de un protocolo de radioterapia guiada por imagen con marcadores fiduciales en radioterapia prostática hipofraccionada <i>Roser Fayos-Solá Capilla, Pablo Castro Tejero, Almudena Zapatero Laborda, David Hernández González, María Roch González, Alberto Viñals Muñoz, Paloma Botella Faus</i>	<b>43</b>
Modelo de ajuste del perfil de dosis de un TC sobre un maniquí estándar de cabeza de PMMA <i>Francisco Rafael Lozano Martínez, Luis Carlos Martínez Gómez</i>	<b>51</b>
<b>Informe</b>	
Diseño y resultados de la encuesta sobre control de calidad de aceleradores lineales <i>Miguel Martínez Albaladejo, Manuel Vilches Pacheco, Pedro Almendral Manzano, Eva Ambroa Rey, Carlos Luis Ferrer Gracia, Jaime Pérez-Alija Fernández, Ricardo Tortosa Oliver, Françoise Lliso Valverde</i>	<b>63</b>
<b>Revisión de artículos</b>	<b>89</b>
<b>Reseñas de tesis doctorales</b>	<b>95</b>



# VersaHD.

## Powered by high definition dynamic radiosurgery.

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

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

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



Focus where it matters.

4513 371 1539 03.17

 Elekta



# Editorial

Una vez más presentamos el nuevo número de nuestra revista a la puertas de un nuevo Congreso que, esta vez sí, será presencial y servirá para mantener el contacto y ver el alto nivel científico que van alcanzando los profesionales que componen nuestra Sociedad.

En este número presentamos una muestra de 4 trabajos a los que unimos la encuesta del grupo de trabajo de control de calidad de aceleradores, junto con las habituales secciones de revisión de artículos y reseña de tesis.

El primero de los trabajos nos acerca a un aspecto importante del trabajo diario como es la seguridad del paciente. En particular aborda el diseño de sistemas de notificación de incidentes basado en una herramienta de la IAEA como es SAFRON. Registrar incidentes que sirvan como herramienta de aprendizaje para mejorar en la seguridad de la práctica diaria, debemos tenerlo como fundamental, por lo que creemos que su lectura nos enriquecerá en nuestro trabajo habitual.

El segundo artículo, también en el ámbito de la Radioterapia, trata el tema de la planificación automática de tratamientos. Son muchas las herramientas de las que se disponen habitualmente para realizar esta tarea, pero es una línea de investigación siempre abierta. Los autores presentan la herramienta desarrollada para la realización de tratamientos del tipo VMAT. Estos desarrollos siempre son de interés y de gran ayuda para la toma de decisiones por lo que estamos seguros de que nadie lo pasará por alto.

Los autores del trabajo que sigue a estos dos, nos presentan la validación de un protocolo para IGRT en cáncer de próstata. La precisión a la que se está llegando con las técnicas y equipos actuales requiere de protocolos de verificación cada vez más complejos, por lo que aportaciones de este tipo nos pueden enriquecer a la hora de desarrollar nuestras tareas.

El último de los artículos científicos nos acerca al área de Radiodiagnóstico, presentando un modelo del perfil de dosis de un equipo de tomografía. El desarrollo de modelos teóricos como el aquí presentado, se presenta como una herramienta de utilidad para otras aplicaciones que puedan requerir esta información. Trabajo también de calidad que llega a nuestros lectores.

Como decíamos al principio, este número también se completa con la presentación de los resultados de la encuesta diseñada por el grupo de control de calidad de planificadores de la SEFM. Cumplimos así también con uno de nuestros objetivos, ser herramienta de difusión de los informes y resultados de cada uno de los grupos de trabajo de la Sociedad.

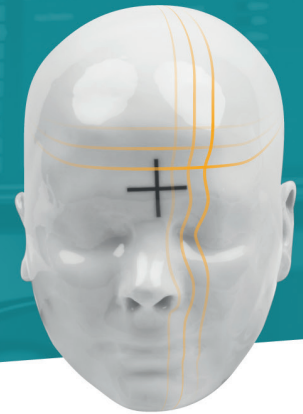
Nuestras secciones habituales nos presentan la revisión de 4 artículos y la reseña de una tesis, lo que permite completar un número bastante rico y variado. Confiamos en que se mantenga esta línea de producción científica y de publicaciones para que sigamos mejorando y que la revista sea cada vez más atractiva para todos. Esperamos que disfrutéis con este número y nos vemos en Oviedo.



# Control de Calidad en radioterapia de RTsafe



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



## Maniquí Prime

Ampliando el alcance del control de calidad.

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



## Maniquí PseudoPatient®

Verifica la seguridad del paciente durante la radioterapia.

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

Distribuido en España por



# Diseño de un sistema local de notificación y aprendizaje de sucesos en radioterapia basado en SAFRON

## Design of a local incident learning system in radiotherapy based on SAFRON

**Carlos Prieto Martín<sup>1,2</sup>, Paula García Castañón<sup>1</sup>, Rocío Simón de Blas<sup>1</sup>, Sergio Honorato Hernández<sup>1</sup>, Paloma Botella Faus<sup>1</sup>, Pablo Chamorro Serrano<sup>1</sup>, Rodrigo Rosado del Castillo<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de La Princesa, C/Diego de León, 62, Madrid (Spain).

<sup>2</sup> Departamento de Radiología, Rehabilitación y Fisioterapia. Sección Departamental de Física Médica. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid, Madrid (Spain).

**Fecha de Recepción: 27/01/2022 - Fecha de Aceptación: 12/01/2023**

Independientemente de la notificación de sucesos a sistemas generales de notificación y aprendizaje, es necesario contar con un sistema local de notificación y análisis de sucesos. Con estos sistemas locales se pueden analizar los sucesos y diseñar acciones específicas y adaptadas a las formas de trabajo y tecnologías disponibles en cada Servicio. El diseño de estos sistemas locales supone un esfuerzo importante y debe realizarse de forma que sea sencillo notificar y que se registre la información necesaria para el posterior análisis. En este trabajo se presenta el diseño de un sistema de notificación de sucesos local basado en un formulario web, con la estructura de SAFRON y se presentan sus ventajas frente a otras posibles opciones.

**Palabras clave:** Sistema de notificación de sucesos, SAFRON, seguridad en radioterapia.

Regardless of reporting events to general incident learning systems, a local incident learning system is required. With these local systems, events can be analysed and specific actions adapted to the specific workflows and technologies available in each Service can be designed. The design of these local systems requires a significant effort and must be carried out in such a way that it is easy to report and that all the necessary information is recorded for subsequent analysis. In this work, the design of a local incident learning system based in a web form, with the SAFRON structure is presented, showing the advantages compared to other possible options.

**Key words:** ILS, Incident learning system, SAFRON, safety in radiotherapy.

## Introducción

Un principio fundamental del sistema sanitario es la seguridad del paciente. De hecho, uno de los principales preceptos que se enseña a todo estudiante de medicina es "primum non nocere" o "lo primero es no hacer daño". Sin embargo, la morbilidad y mortalidad debido a errores en hospitales<sup>1</sup> sigue siendo un problema de primer orden. En radioterapia, aunque la mayoría de los errores son menores, pueden ocurrir y ocurren de hecho errores con consecuencias fatales

para los pacientes y con un gran seguimiento por parte de los medios.<sup>2,3</sup>

Una herramienta fundamental para mejorar la seguridad y aprender de los errores que se producen (o de los cuasi errores), es el uso de sistemas de notificación y aprendizaje de sucesos en radioterapia (ILS, del inglés *Incident Learning System*). Un ILS consiste en un ciclo de notificación, análisis e incorporación de acciones preventivas. Su implementación promueve de forma activa la cultura de seguridad, pero es un reto que requiere recursos específicos y cambios culturales y en el que un adecuado diseño es clave.

\*Correspondencia: cprietom@salud.madrid.org

<https://doi.org/10.37004/sefm/2023.24.1.001>

La Directiva Europea 2013/59/Euratom<sup>4</sup> y su transposición a la legislación española<sup>5</sup> establecen que se implantará “un sistema de registro y análisis de sucesos que conlleven o puedan conllevar exposiciones médicas accidentales o no intencionadas”. También se recoge en la Estrategia de Seguridad del Paciente del Sistema Nacional de Salud<sup>6</sup> y en las recomendaciones europeas.<sup>7</sup> En nuestra legislación<sup>5</sup> se indica que el Titular “adoptará las medidas oportunas para reducir al máximo la probabilidad y magnitud de exposiciones accidentales o no intencionadas”. Por tanto, independientemente de la existencia y necesidad de ILS externos, es necesario contar con ILS locales, que permitan diseñar las medidas indicadas para reducir la probabilidad y magnitud de exposiciones accidentales, y al que se puedan notificar tantos errores (“sucesos que conlleven”) como cuasi errores (“o puedan conllevar”).

Es clara la necesidad de ILS locales, nacionales e internacionales en radioterapia<sup>7,8</sup> con el mismo objetivo básico, pero cada uno de ellos orientados a distinta audiencia y necesidades. Así, aunque para todos los ILS el objetivo principal es aprender de los errores cometidos o que han estado a punto de cometerse, en los ILS locales el análisis debe conducir al diseño de defensas adaptadas a la configuración y estructura local que eviten la repetición del suceso; los ILS nacionales o internacionales disponen de bases de datos mucho mayores, lo que permite aprender de los sucesos de otras Instalaciones, conocer errores que ocurren más raramente y la explotación estadística masiva de los datos notificados. Siendo todos los tipos de ILS necesarios, si hay correlación entre la estructura de un ILS local con el ILS nacional o internacional, se facilita enormemente la posibilidad de compartir información entre ILS locales e ILS nacionales o internacionales.

Nuestro hospital carecía de un sistema de notificación de sucesos específico de radioterapia. Sí existe un sistema de notificación general del hospital para sucesos que afectan a la seguridad del paciente, pero no tiene una estructura con campos específicos de radioterapia que caractericen el lugar del proceso al que se asocia o en el que se descubre el suceso, la severidad, la modalidad, los factores contribuyentes o las medidas para reducir la probabilidad de que el suceso se repita. Esta falta de especificidad en los campos para la recogida de datos, junto con la dificultad para analizar un suceso específico de radioterapia por parte de un grupo hospitalario de seguridad del paciente sin una representación adecuada de los profesionales que intervienen en el proceso radioterápico, dificulta mucho el uso de estos sistemas para radioterapia.

El presente trabajo presenta el diseño de un ILS local basado en un formulario web y con la estructura del sistema SAFRON<sup>9</sup> (SAFety in Radiation ONcology), así como las razones para elegir esta opción. SAFRON

es un ILS voluntario y anónimo mantenido por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) desde 2012. Cuenta con más de 1300 sucesos notificados y potentes herramientas para aprender de los sucesos y cuasi errores notificados.

## Material y métodos

Se han estudiado las características de distintos ILS de radioterapia, tratando de encontrar los rasgos comunes y las características que debe cumplir en el diseño un ILS local específico de radioterapia. Para ello se ha estudiado SAFRON,<sup>9</sup> ROSEIS,<sup>10</sup> Sistema de notificación de incidentes del hospital (CISEM<sup>Madrid</sup><sup>11</sup>), SiNASP,<sup>12</sup> ASN-ANSM<sup>13</sup> y PRISMA-RT.<sup>14</sup> Las características estudiadas en los ILS han sido si:

- El sistema es local o tiene un ámbito geográfico mayor.
- La notificación al sistema es voluntaria u obligatoria.
- El sistema es anónimo (el notificador no revela su identidad en ningún momento), confidencial (la identidad del notificador no se revela fuera del grupo encargado del análisis de los sucesos notificados) o, por el contrario, toda la información es pública.
- Para realizar una notificación, se requiere o no un registro previo como usuario del ILS.
- El sistema tiene una estructura general para acoger cualquier tipo de suceso en el ámbito médico o, por el contrario, es específico y cuenta con una estructura especialmente orientada a los sucesos de radioterapia.
- Se pueden notificar todo tipo de sucesos o solo aquellos con unas determinadas características como, por ejemplo, sucesos significativos.
- Se pueden consultar los sucesos individuales para aprender de los mismos o no permite la consulta.

En el diseño de todo ILS podemos distinguir entre estructura (conjunto de campos y sus interrelaciones) y herramienta de gestión (software y políticas para el acceso por parte del notificador y del grupo de análisis). A partir de este estudio se analizan las razones para emular en lo posible la estructura de SAFRON, pero con una herramienta de gestión (formulario web) distinta a SAFRON. Se analizan las ventajas y desventajas de la solución propuesta, analizando los factores críticos recogidos en la literatura para el éxito en la implementación de los sistemas de notificación.

## Resultados

En la tabla 1 se ofrece una comparación de las características de los ILS estudiados. Como puede observarse, un sistema de notificación de un Regulador (como es el caso de ASN-ANSM o el que deberá implementar la autoridad sanitaria en España para dar cumplimiento al artículo 14.2 del RD 601/2019<sup>5</sup>) es de notificación obligatoria, se reserva para los sucesos significativos y normalmente no será anónimo. Estos sistemas tratan de dar respuesta a la necesidad de ejercer la responsabilidad institucional ante sucesos significativos. Los sistemas en los que el único objetivo es aprender de los errores serán normalmente anónimos o confidenciales, voluntarios y abiertos a todo tipo de sucesos (aunque hay sistemas como PRISMA-RT que están diseñados para trabajar solo con cuasi-incidentes o “near-misses”, tratando de evitar así los problemas asociados a los incidentes reales, como la responsabilidad legal, vergüenza o miedo a la notificación). Ninguno de los sistemas estudiados utiliza formularios en papel como sistema de notificación y ya todos los sistemas funcionan en la web.

Ninguno de los sistemas estudiados, cumple totalmente con las características que deseáramos para un ILS local plenamente funcional por diversas razones:

1. El ámbito geográfico del ILS no permite la inclusión de sucesos producidos o reportados en España (lo que nos hace descartar PRISMA-RT, ASN-ANSM) o no está implantado en todas las Comunidades Autónomas (como el sistema SiNASP, promovido por el Ministerio de Sanidad e implantado en algunas comunidades, pero no todas, como es el caso de la Comunidad de Madrid).

2. El sistema no es específico de radioterapia, es decir, es demasiado generalista para contemplar las características particulares del proceso de radioterapia, los factores contribuyentes o medidas específicas a implementar, lo que dificulta la recogida de datos y su posterior análisis. Esto nos hace descartar CISEMadrid y SiNASP.
3. El sistema no permite la notificación directa, anónima y sin necesidad de registro de cualquier persona, en cualquier momento, utilizando cualquier medio (PC o móvil). Si consideramos estas características como fundamentales, ninguna de las posibilidades planteadas serían válidas, particularmente los sistemas que, aunque son ILS externos al ámbito del Departamento de Radioterapia, tienen la posibilidad de utilizar el sistema como ILS local, como es el caso de SAFRON o ROSEIS.

Por tanto, ninguno de los sistemas disponibles cubriría las necesidades que deseábamos para funcionar de forma efectiva como ILS local. Hay pocas soluciones comerciales disponibles para la notificación de sucesos. Probablemente lo mejor sería la posibilidad de diseñarlos como parte de las redes o sistemas de información de Oncología Radioterápica, pero, entre tanto, si queremos todas las características mencionadas, la mejor opción es diseñar ILS locales propios. Esto tiene, a priori, la ventaja de diseñar un sistema específico y adaptado a las características particulares de cada Servicio, la desventaja de emplear una importante cantidad de recursos en el diseño y, dependiendo de cómo se diseñe, puede suponer dificultades para combinar, comparar y compartir datos con otros Servicios o ILS generales que tengan una estructura distinta.

**Tabla 1.** Comparación de las características de los ILS estudiados.

Característica	SAFRON	ROSEIS	CISEMadrid	SiNASP	ASN-ANSM	PRISMA-RT
Local (L), Externo (E)- Ámbito geográfico	E/L Mundial	E/L Mundial	L Madrid	E España	E Francia	L/E Países Bajos
Voluntario	✓	✓	✓	✓	✗	✓
Anónimo-Confidencial	✓	✓	✓	✓	✗	✓
Registro necesario	Sí	Sí	No	Sí	Sí	Sí
Específico de radioterapia	✓	✓	✗	✗	✓	✓
Sucesos notificables	Todos	Todos	Todos	Todos	Significativos	Cuasi-incidentes
Posibilidad de buscar incidentes	✓	✓	✗	✗	✗	✓
Resúmenes/Notas de seguridad	✓	✓	✓	✓	✓	✓



El Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) cuenta con un ILS con fines educativos específico de radioterapia denominado Safety in Radiation Oncology (SAFRON), que es una referencia mundial y cuya estructura se ha utilizado en el diseño del ILS local para radioterapia del hospital. El ILS local desarrollado, además de servir para identificar, aprender de sucesos y reducir la probabilidad de que vuelvan a ocurrir, puede responder a la necesidad de dar cumplimiento a la legislación vigente.<sup>5</sup> En la estructura de SAFRON se cuenta con campos para la introducción de texto libre para la descripción del suceso y un sistema completo para clasificarlos. Dicha clasificación se basa en el proceso descrito en diversas publicaciones de reconocido prestigio.<sup>15-17</sup>

En SAFRON se pueden filtrar los sucesos notificados de la Instalación con lo que, al menos teóricamente, podría utilizarse como ILS local. Sin embargo, hay dos problemas (en la herramienta, no en la estructura) que dificultan su uso con este fin:

1. Para poder notificar a SAFRON debe darse de alta la Instalación a través de un único notificador por Instalación. Esto hace que la notificación no pueda realizarse de manera libre, sencilla y anónima por cualquier profesional de la Instalación. Un Servicio de Oncología Radioterápica puede decidir que los distintos usuarios utilicen la credencial de la Instalación. Esto iría, sin embargo, contra la política

del OIEA en SAFRON, que requiere un único usuario autorizado por Instalación, que sea el punto de contacto de la Instalación, el que conoce el sistema y el que sirve de filtro para evaluar qué es notificable y en qué forma.

2. El acuerdo interno y permiso para poder enviar datos a un ILS externo al hospital puede ser difícil de obtener, ya que la notificación de sucesos puede tener repercusiones en los medios de comunicación e incluso legales. Existen reticencias a enviar datos sensibles de este tipo a un sistema externo al hospital, incluso a pesar de que el OIEA considera los detalles personales, o del Servicio de Oncología Radioterápica concreto, como confidenciales y, por tanto, no serán revelados a ninguna autoridad reguladora, medio de comunicación, otras Instalaciones y cualquier otra tercera parte.

Por tanto, se ha trabajado en utilizar la estructura de SAFRON e integrarla en un formulario web de Microsoft Forms. Microsoft Forms es la aplicación web de formularios y encuestas contenida en el paquete de ©Microsoft 365 incluido en la plataforma Madrid digital y asociado a una cuenta de correo electrónico institucional. A dicho formulario web se puede acceder voluntariamente de forma anónima mediante una url (o un código QR), bien sea a través de cualquier PC o móvil en cualquier momento (véase fig. 1). La apli-



Fig. 1. Pantalla del sistema de notificación vista a través de un móvil o un PC.

cación permite la gestión estadística de los datos y la revisión de notificaciones individuales, así como establecer alarmas cada vez que se produzca una nueva notificación mediante un correo electrónico a la cuenta institucional asociada.

La estructura de SAFRON incorporada con ligeras adaptaciones en el ILS local cuenta con las siguientes características:

- Determinación de las consecuencias del suceso con 5 niveles de desviación de dosis, 6 niveles de severidad y número de pacientes o profesionales afectados.
- Cómo, quién y cuándo se descubrió el incidente.
- Dos modalidades de tratamiento:
  - Radioterapia externa, en la que se determina el equipo, modo de tratamiento y se da una completa taxonomía con 3 fases (no clínica, pretratamiento y tratamiento) para la etapa asociada al suceso y la etapa en la que éste fue descubierto. Cada fase cuenta con categorías y subcategorías para totalizar más de 100 opciones de clasificación.
  - Braquiterapia, con las mismas 3 fases y un árbol con más de 100 categorías y subcategorías propias de la modalidad para clasificar la etapa.
- Campo de texto libre para hacer una descripción del incidente.
- Clasificación de las causas del suceso en factores de trabajo (18 opciones), sistémicos o de gestión (15 opciones), personales (10 opciones) y naturales (5 opciones).
- Selección de las barreras que fallaron, detectaron o podrían haber detectado el suceso, con 20 opciones.
- Campo de texto libre para describir los factores que contribuyeron al suceso.
- Campo de texto libre para describir las acciones correctivas propuestas.
- Campo de texto libre para describir las acciones preventivas sugeridas.

De la estructura en 10 niveles de la clasificación internacional para la seguridad del paciente de la Organización Mundial de la Salud,<sup>18</sup> la estructura de SAFRON cuenta con campos para todos ellos, esto es, tipo de suceso, consecuencias, características del

paciente y del suceso, factores contribuyentes/peligros, resultados para la organización, detección, factores mitigantes, acciones de mejora y medidas tomadas para reducir el riesgo. Además, se ha comprobado que hay compatibilidad con los campos del sistema de notificación interno del hospital.

## Discusión

Entre los factores críticos recogidos en la literatura<sup>19</sup> para el éxito en la implementación de los sistemas de notificación están:

1. La implementación de una cultura de seguridad que haga percibir la notificación como segura
2. La existencia de un grupo de trabajo que analice e implemente acciones
3. El uso de una taxonomía estandarizada
4. La eficiencia en la recogida de datos
5. La realimentación de los resultados a todo el personal
6. La notificación voluntaria
7. El énfasis en la mejora
8. La eficiencia en el análisis y la respuesta
9. La compatibilidad con otros sistemas
10. La notificación anónima.

El diseño propuesto del sistema no es garantía de éxito, pero afecta de manera directa a los factores críticos 3, 4, 6, 9 y 10:

- 3. Dado que se usa la taxonomía estandarizada de SAFRON.
- 4. Se utiliza una aplicación web que permite la recogida rápida y anónima de datos desde cualquier PC o dispositivo móvil.
- 6. El acceso desde cualquier dispositivo facilita la notificación voluntaria.
- 9. El sistema tiene una estructura compatible con la de SAFRON, el formulario web desarrollado puede utilizarse en cualquier centro que opte por utilizar la misma solución y los datos pueden exportarse para ser analizados en Excel. Además, no habría proble-

mas para compatibilizar los datos con ILS hospitalarios más generalistas basados fundamentalmente en descripciones en campos de texto.

- 10. El acceso voluntario desde cualquier dispositivo, dentro o fuera del hospital, sin necesidad de identificación, asegura la notificación anónima.

Además, el diseño propuesto contribuye a los factores críticos 5, 7 y 8:

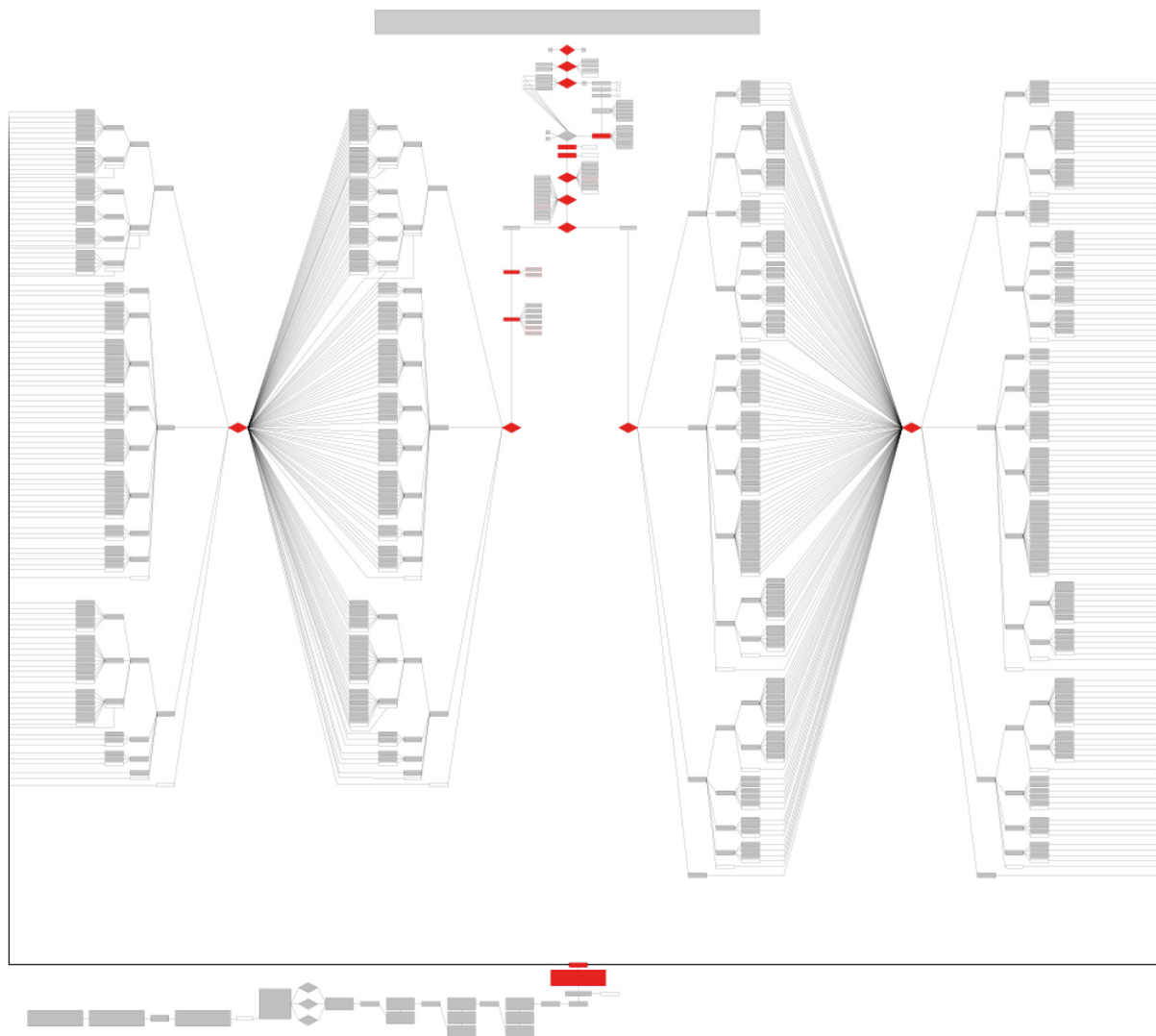
- 5. Las posibilidades de análisis estadístico automático de las respuestas pueden servir como un primer nivel de realimentación a los profesionales.
- 7. La estructura de notificación permite registrar la forma en que se detectó el suceso (es decir, qué

defensa actuó para que pudiera ser detectado, las causas raíz a juicio del notificador y las medidas para evitar que el suceso se repita en el futuro).

- 8. La posibilidad de contar con una estructura muy detallada, pero en la que no haya que responder a todas las preguntas, sino solo a aquellas necesarias en función de las respuestas a preguntas previas, junto a la posibilidad de alertas al grupo de análisis tras cada notificación, facilita la eficiencia en el análisis y la respuesta.

El uso efectivo de la herramienta de notificación contribuye e implica además a los factores restantes:

- 1. La disponibilidad de un formulario de notificación accesible anónimamente, con una estructura que



**Fig. 2.** Diagrama general de la estructura del sistema de notificación basado en la estructura de SAFRON. Se destacan en rojo los campos obligatorios.



guía al notificador en un primer análisis rápido del suceso y la posibilidad de realimentar los resultados estadísticos de un conjunto de notificaciones, contribuye a edificar una cultura de seguridad en la que la notificación se percibe como segura.

- 2. La labor de un grupo de trabajo se facilita con una herramienta que permite la posibilidad de alertas, de exportar los datos a Excel y de realizar análisis estadísticos automáticos.

La estructura implementada en el ILS local (véase fig. 2) cuenta con un total de 704 opciones, 1193 conexiones entre dichas opciones y tan solo 15 campos requeridos. De esta forma hay una taxonomía de clasificación de los sucesos muy detallada, pero con un número limitado de campos requeridos para evitar en lo posible la falta de notificación por una complejidad del sistema excesivamente elevada. Hay 4 campos de texto y solo el de descripción del suceso es obligatorio. La selección de una opción supone en muchas ocasiones la eliminación de muchas otras opciones dependientes de selecciones alternativas, de tal forma que, suponiendo que se responda a todas y seleccionen opciones por el camino más largo en la estructura, se seleccionarían como mucho 50 opciones de las 704 disponibles. La estructura de SAFRON se ha adaptado ligeramente en 6 de las opciones para especificar los nombres de los equipos de la Instalación o incluir opciones no disponibles en la estructura de SAFRON como la disponibilidad de SGRT o de técnicas como SBRT o radiocirugía.

La estructura de SAFRON puede utilizarse en soluciones locales como ILS. El uso de Microsoft Forms como herramienta de gestión tiene, en nuestro caso, ventajas al ser una solución incluida dentro del paquete de software institucional y al que aplican los niveles de seguridad del hospital. Soluciones similares se pueden desarrollar con otras herramientas web de encuestas como Google Forms o Alchemer que permitirían igualmente el acceso web, el análisis estadístico y la personalización del ILS, eligiendo una herramienta u otra dependiendo de la disponibilidad y grado de soporte en cada hospital. Distintas herramientas web implican implementaciones distintas de la estructura de notificación con la base de SAFRON, pero el número de herramientas posibles es bastante limitado y el desarrollo de un hospital puede compararse con otros muchos centros que deban utilizar la misma herramienta, de tal forma que no sea necesario repetir el trabajo de desarrollo de la herramienta de gestión. Así, por ejemplo, la solución propuesta en este trabajo con Microsoft Forms, podría utilizarse en todos los hospitales públicos de la Comunidad de Madrid.

Independientemente de la herramienta, como se mantendría la estructura, la ulterior notificación externa de los datos a SAFRON sería bastante inmediata, dado que habría una correspondencia 1:1 entre los datos del ILS local y los de SAFRON. Por tanto, teniendo en cuenta las ventajas y las desventajas, la solución puede suponer una estrategia de ganancia mutua para el centro y para SAFRON que se resume en la tabla 2.

**Tabla 2.** Ventajas para el Servicio de Oncología Radioterápica concreto y para SAFRON del diseño de un sistema de notificación como el presentado en este trabajo.

	Para el Servicio	Para SAFRON
Ventajas	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Estructura del ILS ya desarrollada y ampliamente avalada.</li> <li>• Posibilidad de personalización con atributos específicos del Servicio.</li> <li>• Notificación más directa con cualquier tipo de dispositivo y sin necesidad de registro.</li> <li>• Traducción al idioma local, eliminando la barrera idiomática.</li> <li>• Posibilidad de compartir el sistema de notificación como plantilla sin datos, de forma que el esfuerzo para desarrollar la herramienta del sistema de notificación local se reduce.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Cuantos más sistemas locales tengan la estructura de SAFRON, más probable es que se notifique al sistema, dado que la notificación es más directa y sencilla, con una correspondencia directa campo a campo.</li> <li>• Contribución a la estandarización de la taxonomía de SAFRON a nivel internacional, lo que permite comparaciones y agregación de datos de forma directa.</li> </ul>
Desventajas	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Necesidad de desarrollar el formulario web con la estructura de SAFRON o de contactar con un centro que lo haya desarrollado previamente para que lo comparta.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• La notificación a SAFRON no es directa, sino que se realizaría en un paso posterior al uso de la estructura de SAFRON para la notificación local.</li> </ul>

## Conclusiones

La estructura de SAFRON puede utilizarse en soluciones locales como sistema de aprendizaje de sucesos (ILS) sin la limitación de registro previo y de acceso a una única persona registrada por Servicio de Oncología Radioterápica. Para ello es necesario desarrollar la estructura en algún tipo de software dependiendo de la disponibilidad, soporte y seguridad. La solución diseñada proporciona ventajas tanto para el Servicio como para SAFRON. Este tipo de soluciones puede compartirse como una plantilla sin datos para ser implementadas en otros Servicios, reduciendo así la carga de trabajo necesaria para el desarrollo de una herramienta necesaria para mejorar la seguridad del paciente y requerida legalmente en nuestra legislación.

## Bibliografía

1. Committee on Quality of Health Care in America-Institute of Medicine. *To Err Is Human: Building a Safer Health System*. (The National Academies Press, 2000).
2. Radiation Offers New Cures, and Ways to Do Harm - The New York Times. <https://www.nytimes.com/2010/01/24/health/24radiation.html>.
3. Bogdanich, W. A Pinpoint Beam Strays Invisibly, Harming Instead of Healing. The New York Times (2010). <https://www.nytimes.com/2010/12/29/health/29radiation.html>
4. DIRECTIVA 2013/59/EURATOM DEL CONSEJO de 5 de diciembre de 2013 por la que se establecen normas de seguridad básicas para la protección contra los peligros derivados de la exposición a radiaciones ionizantes. L13/1-73 (2014).
5. Real Decreto 601/2019, de 18 de octubre, sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas. 120840–120856 (2019).
6. Estrategia de Seguridad del Paciente del Sistema Nacional de Salud (2015-2020). [https://www.seguridaddelpaciente.es/recursos/documentos/2015/Estrategia\\_Seguridad\\_del\\_Paciente\\_2015-2020.pdf](https://www.seguridaddelpaciente.es/recursos/documentos/2015/Estrategia_Seguridad_del_Paciente_2015-2020.pdf) (2015).
7. Radiation Protection No 181: General guidelines on risk management in external beam radiotherapy. <http://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/RP181.pdf> (2015).
8. T. Pawlicki, M. C. and M. M. Incident Learning Systems for Radiation Oncology: Development and Value at the Local, National and International Level. *Clin. Oncol.* 29, 562–567 (2017). DOI:<https://doi.org/10.1016/j.clon.2017.07.009>
9. IAEA. Safety in Radiation Oncology (SAFRON). <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Modules/login/safron-register.htm>.
10. Radiation Oncology Safety Education and Information System. <https://roseis.estro.org/>.
11. Comunicación de Incidentes de Seguridad y Errores de Medicación. <https://cisemadrid.salud.madrid.org/index.htm>.
12. Sistema de Notificación y Aprendizaje para la Seguridad del Paciente (SiNASP). [www.sinasp.es](http://www.sinasp.es).
13. ASN & ANSM. Vigie Radiothérapie. <http://vigie-radiotherapie.fr/?action=reglementations>.
14. PRISMA-RT. <http://www.prisma-rt.nl/index-eng.html>.
15. World Health Organization. Radiotherapy Risk Profile. Technical manual. [http://www.who.int/patientsafety/activities/technical/radiotherapy\\_risk\\_profile.pdf](http://www.who.int/patientsafety/activities/technical/radiotherapy_risk_profile.pdf) (2008).
16. British Institute of Radiology; Institute of Physics and Engineering in Medicine; National Patient Safety Agency; Society and College of Radiographers; The Royal College of Radiologists. *Towards Safer Radiotherapy*. [https://www.rcr.ac.uk/system/files/publication/field\\_publication\\_files/Towards\\_saferRT\\_final.pdf](https://www.rcr.ac.uk/system/files/publication/field_publication_files/Towards_saferRT_final.pdf)
17. David L, Cooke, Meina Dubetz, R., Heshmati, Sandra Iftody, E. M., Jodi Powers, Robert C. Lee, P. B. & Dunscombe. HTA initiative 22: A reference guide for learning from incidents in radiation therapy. <http://www.ihe.ca/documents/HTA-FR22.pdf> (2006).
18. World Health Organization. Conceptual framework for the international classification for patient safety. v 1.1. <http://www.who.int/patientsafety/implementation/taxonomy/publications/en/index.html> (2009).
19. Augusto Radicchi, L., Carlos de Toledo, J. & Henrique Alliprandini, D. Critical success factors for implementation of an incident learning system in radiation oncology department. *Reports Pract. Oncol. Radiother.* 25, 994–1000 (2020). DOI: <https://doi.org/10.1016/j.rpor.2020.09.014>

# Design of a local incident learning system in radiotherapy based on SAFRON

**Carlos Prieto Martín<sup>1,2</sup>, Paula García Castañón<sup>1</sup>, Rocío Simón de Blas<sup>1</sup>, Sergio Honorato Hernández<sup>1</sup>, Paloma Botella Faus<sup>1</sup>, Pablo Chamorro Serrano<sup>1</sup>, Rodrigo Rosado del Castillo<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de La Princesa, C/Diego de León, 62, Madrid (Spain).

<sup>2</sup> Departamento de Radiología, Rehabilitación y Fisioterapia. Sección Departamental de Física Médica. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid, Madrid (Spain).

**Fecha de Recepción: 27/01/2022 - Fecha de Aceptación: 12/01/2023**

Independently of reporting events to general incident learning systems, a local incident learning system is required. With these local systems, events can be analysed and specific actions can be designed and adapted to the specific workflows and technologies available in each Service. The design of these local systems involves a significant effort and must be carried out in such a way that it is easy to report and that the necessary information is recorded for subsequent analysis. In this work, the design of a local incident learning system based in a web form with the SAFRON structure is presented, showing the advantages compared to other possible options.

**Key words:** ILS, Incident learning system, SAFRON, safety in radiotherapy.

## Introduction

A fundamental principle of the healthcare system is patient safety. In fact, one of the main precepts taught to every medical student is "primum non nocere" or "first do no harm". However, morbidity and mortality due to errors in hospitals<sup>1</sup> remains a major concern. In radiotherapy, although most errors are minor, errors with fatal consequences for patients can and do occur and are widely followed by the media.<sup>2,3</sup>

A fundamental tool for improving safety and learning from errors (or near misses) is the use of Incident Learning Systems (ILS) in radiotherapy. An ILS consists of a cycle of reporting, analysis and incorporation of preventive actions. Its implementation actively promotes safety culture, but it is a challenge that requires specific resources, cultural changes and in which an adequate design is essential.

The European Directive 2013/59/Euratom<sup>4</sup> and its transposition into Spanish legislation<sup>5</sup> establish that "an appropriate system for the record keeping and analysis of events involving or potentially involving accidental or unintended medical exposures" must be implemented. It is also included in the Patient Safety Strategy of the National Health System<sup>6</sup> and in

European recommendations.<sup>7</sup> Our legislation<sup>5</sup> states that the undertaking or the organisation responsible "shall implement the appropriate measures to reduce as far as possible the probability and magnitude of accidental or unintentional exposures". Therefore, regardless of the existence and need for external ILSs, it is necessary to have a local ILS, which allows the design of the specific measures to reduce the probability and magnitude of accidental exposures, and to which both errors ("events involving") and near misses ("or potentially involving") can be reported.

There is a clear need for local, national and international ILS in radiotherapy<sup>7,8</sup> with the same basic objective, but each oriented to a different audience and needs. Thus, although for all ILSs the main objective is to learn from errors and near misses, in local ILSs the analysis should lead to the design of defences adapted to the local configuration and processes to avoid the repetition of the event; national or international ILSs have much larger databases, which allows learning from the events of other departments, learning from errors that occur more rarely and the massive statistical mining of the reported data. Being all types of ILSs necessary, if there is correlation between the structure of a local ILS with the national or

\*Correspondence: cprietom@salud.madrid.org

<https://doi.org/10.37004/sefm/2023.24.1.001>

international ILS, the possibility of sharing information between local ILSs and a national or international ILS is greatly facilitated.

Our hospital did not have a radiotherapy-specific ILS. There is a general hospital ILS for events that affect patient safety, but it does not have a structure with radiotherapy-specific fields that characterize the site of the process where the event is associated with or where it is discovered, the severity, modality, contributing factors, or measures to reduce the likelihood of repetition of the event. This lack of specificity in the fields for data collection, together with the difficulty in analysing a specific radiotherapy event by a hospital patient safety group without adequate representation of the professionals involved in the radiotherapy process, makes the use of these systems for radiotherapy very difficult.

This paper discusses the design of a local ILS based on a web form and with the structure of the SAFRON<sup>9</sup> system, as well as the reasons for choosing this option. SAFRON (SAFety in Radiation ONcology) is a voluntary and anonymous ILS maintained by the International Atomic Energy Agency (IAEA) since 2012. It has more than 1300 reported events and powerful tools for learning from reported events and near misses.

## Material and Methods

The characteristics of different radiotherapy ILSs have been studied, trying to find the common features and the characteristics that a specific local ILS for radiotherapy should comply with in the design. For this purpose, SAFRON,<sup>9</sup> ROSEIS,<sup>10</sup> Hospital incident reporting system (CISEMadrid<sup>11</sup>), SiNASP,<sup>12</sup> ASN-ANSM<sup>13</sup> and PRISMA-RT<sup>14</sup> were studied. The characteristics studied in these ILSs were whether:

- The system is local or has a wider geographical coverage.
- Notification to the system is voluntary or mandatory.
- The system is anonymous (the reporter does not reveal his or her identity at any time), confidential (the identity of the reporter is not revealed outside the group in charge of analyzing the reported events) or, on the contrary, all information is public.
- To make a report, a prior registration as an ILS user is required or not.
- The system has a general structure to accommodate any type of medical event or, on the contrary, it is specific and has a structure especially oriented to radiotherapy events.

- All types of events can be reported or only those with certain characteristics, e.g. significant events.
- Individual events can be queried to learn from them, or it does not allow querying.

In the design of any ILS we can differentiate between the structure (set of fields and their interrelationships) and the management tool (software and policies for access by the reporter and the analysis group). In this study, the reasons for emulating as far as possible the SAFRON structure, but with a management tool (web form) different from SAFRON, are analysed. The advantages and disadvantages of the proposed solution are discussed, analyzing the critical factors identified in the literature for the successful implementation of ILSs.

## Results

Table 1 provides a comparison of the characteristics of the ILSs studied. As can be seen, a Competent Authority ILS (as is the case of ASN-ANSM or the one to be implemented by the health authority in Spain to comply with article 14.2 of RD 601/2019<sup>5</sup>) is mandatory, is reserved for significant events and usually is not anonymous. These systems address the need to provide institutional accountability for significant events. ILSs where the only objective is to learn from errors are normally anonymous or confidential, voluntary, and open to all types of events (although there are systems such as PRISMA-RT that are designed to work only with near misses, thus avoiding the problems associated with real incidents, such as legal liability, embarrassment or fear of reporting). None of the systems studied use paper forms as a reporting system and all systems are now web-based.

None of the systems studied fully meet the characteristics we would wish for a fully functional local ILS for a variety of reasons:

1. The geographical range of the system does not include events occurred or reported in Spain (which makes us discard PRISMA-RT and ASN-ANSM) or it is not implemented in all the Autonomous Communities (such as the SiNASP system, promoted by the Ministry of Health and implemented in some communities, but not in the Community of Madrid).
2. The system is not specific for radiotherapy, i.e., it is too generalist to contemplate the particular characteristics of the radiotherapy process, the contributing factors or specific measures to be implemented, which makes data collection and

**Table 1.** Comparison of the characteristics of the studied ILSs.

Feature	SAFRON	ROSEIS	CISEMadrid	SiNASP	ASN-ANSM	PRISMA-RT
Local (L), External (E)- Geographical area	E/L Global	E/L Global	L Madrid	E Spain	E France	L/E The Netherlands
Voluntary	✓	✓	✓	✓	✗	✓
Anonymous-Confidential	✓	✓	✓	✓	✗	✓
Registration required	Yes	Yes	No	Yes	Yes	Yes
Specific for radiotherapy	✓	✓	✗	✗	✓	✓
Reportable events	Any	Any	Any	Any	Significative	Near misses
Possibility to search incidents	✓	✓	✗	✗	✗	✓
Summaries/Safety Notes	✓	✓	✓	✓	✓	✓

subsequent analysis difficult. This leads us to discard CISEMadrid and SiNASP.

3. The system does not allow direct and anonymous reporting by any unregistered person in the system, at any time, using any medium (PC or mobile). If we consider these characteristics as fundamental, none of the possibilities proposed would be valid, including the systems that are specific for radiotherapy, can be used from Spain and have the possibility of using the system as a local ILS, as is the case of SAFRON or ROSEIS.

Therefore, none of the systems met our desired needs to function effectively as a local ILS. In addition, there are very few commercial solutions available for event reporting. Probably the best solution would be the possibility to design them as part of Oncology Information Systems, but in the meantime, if we want all the above-mentioned features, we are forced to design our own local ILS. This has, a priori, the advantage of designing a specific system adapted to the particular characteristics of each Service, the disadvantage of using a significant amount of resources in the design and, depending on how it is designed, it may involve difficulties in combining, comparing and sharing data with other Departments or general ILS that have a different structure.

The International Atomic Energy Agency (IAEA) has an ILS for educational purposes specific to radiotherapy called Safety in Radiation Oncology (SAFRON), which is a world reference and whose structure has been used in the design of our hospital's local ILS for radiotherapy. The local ILS developed not only serves to identify, learn from events, and reduce the likelihood of repetition, but can also respond to the need to comply with current legislation.<sup>5</sup> The SAFRON structure includes fields for

entering free text for the event description and a complete system for classifying events. This classification is based on the process described in various publications of recognised prestige.<sup>15-17</sup>

In SAFRON, it is possible to filter reported events from the reporting department so that, at least theoretically, it could be used as a local ILS. However, there are two problems (in the tool, not in the structure) that make it difficult to use it for this purpose:

1. To be able to notify to SAFRON, the radiation oncology department must be registered with a single notifier per department. This means that notification cannot be made freely, easily, and anonymously by any professional in the department. A radiation oncology department may decide that different users use the department's credential. However, this would go against the IAEA policy in SAFRON. IAEA requires a single authorised user per department, who is the department's point of contact, who knows the system and who serves as a filter to assess what is reportable and in what form.
2. Internal agreement and permission to be able to send data to an external ILS can be difficult to obtain, as event reporting can have media and even legal implications. There is reluctance to send sensitive data of this type to a system outside the hospital, even though the IAEA considers personal details, or those of the particular radiation oncology department, to be confidential and therefore will not be disclosed to any regulatory authority, media, other facilities and any other third party.

Therefore, we have worked on using the SAFRON structure and integrating it into a Microsoft Forms web form. Microsoft Forms is the web application for forms



Fig. 1. Screen of the notification system as seen through a mobile phone or PC.

and surveys contained in the ©Microsoft 365 package included in the digital platform of our hospital and is associated with an institutional email account. This web form can be voluntarily accessed anonymously via a url (or a QR code), either through any PC or mobile phone at any time (see fig. 1). The application allows the statistical management of data and the review of individual notifications, as well as the setting of alarms each time a new notification occurs via email to the associated institutional account.

The SAFRON structure, incorporated with slight adaptations in the local ILS, has the following features:

- Determination of the consequences of the event with 5 levels of dose deviation, 6 levels of severity and number of patients or professionals affected.
- How, by whom and when the incident was discovered.
- Two treatment modalities:
  - External radiotherapy, in which the equipment, mode of treatment is determined, and a complete taxonomy is given for the stage associated with the event and the stage at which the event was discovered, with 3 phases (non-clinical, pre-treatment and treatment). Each phase has categories and subcategories for a total of more than 100 classification options.
  - Brachytherapy, with the same 3 phases and a tree with more than 100 modality-specific categories and subcategories to classify the stage.
- Free text field for a description of the incident.
- Classification of the causes of the event into work factors (18 options), systemic or management factors (15 options), personal factors (10 options) and natural factors (5 options).
- Selection of the barriers that failed, detected or could have detected the event, with 20 options.
- Free text field to describe the factors that contributed to the event.
- Free text field to describe the proposed corrective actions.
- Free text field to describe the suggested preventive actions.

From the 10-level structure of the World Health Organisation's International Classification for Patient



Safety,<sup>18</sup> the SAFRON structure has fields for all of them, i.e. type of event, consequences, patient and event characteristics, contributing factors/hazards, outcomes for the organisation, detection, mitigating factors, improvement actions and measures taken to reduce the risk. In addition, compatibility with the fields of the hospital's general internal reporting system has been verified.

## Discussion

Critical factors identified in the literature<sup>19</sup> for the successful implementation of reporting systems include:

1. The implementation of a safety culture that makes reporting perceived as safe.
2. The establishment of a working group to analyse and implement action.
3. The use of a standardised taxonomy.
4. Efficiency in data collection.
5. Feedback of results to all staff.
6. Voluntary reporting.
7. Emphasis on improvement.
8. Efficiency in analysis and response.
9. Compatibility with other systems.
10. Anonymous reporting.

The proposed system design is not a guarantee of success, but directly affects critical factors 3, 4, 6, 9 and 10:

- 3. Since the standardised SAFRON taxonomy is used.
- 4. A web application is used that allows for quick and anonymous data collection from any PC or mobile phone.
- 6. Access from any device facilitates voluntary reporting.
- 9. The system has a SAFRON-compatible structure, the web form developed can be used in any department that chooses to use the same solution and the data can be exported for analysis in Excel. In addition, there would be no problem in making the

data compatible with hospital ILSs based primarily on text field descriptions.

- 10. Voluntary access from any device, inside or outside the hospital, without the need for identification, ensures anonymous reporting.

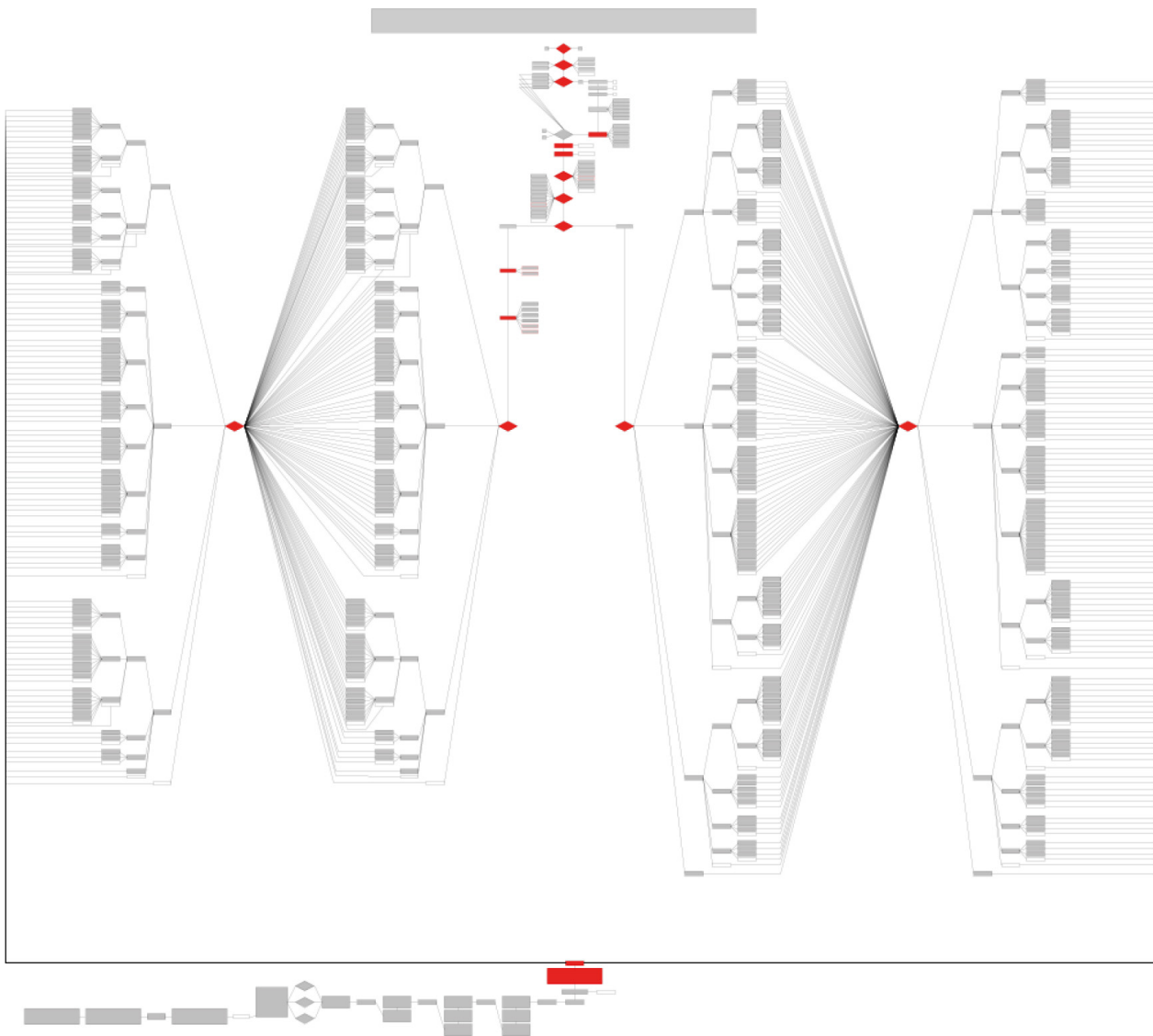
In addition, the proposed design contributes to critical factors 5, 7 and 8:

- 5. the possibilities for automatic statistical analysis of responses can serve as a first level of feedback to professionals.
- 7. The reporting structure allows the recording of how the event was detected (i.e. what defense acted to enable detection, the root causes as seen by the reporter, and the measures to prevent the event from recurring in the future.
- 8. The possibility of having a very detailed structure where not all questions need not be answered, but only those necessary based on answers to previous questions, together with the possibility of alerts to the analysis group after each report, facilitates efficiency in analysis and response.

The effective use of the reporting tool further contributes to and involves the remaining factors:

- 1. the availability of an anonymously accessible reporting form, with a structure that guides the reporter in a first quick analysis of the event and the possibility to feedback statistical results from a collection of reports, contributes to building a safety culture in which reporting is perceived as safe.
- 2. The tasks of a working group are facilitated by a tool that allows the possibility of alerts, exporting data to Excel and automatic statistical analysis.

The structure implemented in the local ILS (see fig. 2) has a total of 704 options, 1193 connections between these options and only 15 required fields. Thus, there is a very detailed event classification taxonomy, but with a limited number of required fields to avoid as far as possible under-reporting due to an excessively high complexity of the system. There are 4 text fields and only the event description field is mandatory. The selection of one option often means the elimination of many other options that pendent on alternative selections, so that, assuming that all questions are answered, the longest path in the structure means, at most, 50 options to answer out of the 704 available. The SAFRON structure has been slightly adapted in 6 of the options to specify the names of equipment in the Department or to include



**Fig. 2.** General diagram of the structure of the notification system based on the SAFRON structure. Mandatory fields are highlighted in red.

options not included in the SAFRON structure such as the availability of SGRT or techniques such as SBRT or radiosurgery.

Therefore, the SAFRON structure can be used in local ILSs. The use of Microsoft Forms as a management tool has, in our case, advantages as it is a solution included in the institutional software package and to which the hospital's security levels apply. Similar solutions can be developed with other web-based survey tools such as Google Forms or Alchemer that would also allow web access, statistical analysis, and customisation of the ILS. Each department can choose one tool or another depending on the availability and degree of support in each hospital. Different web tools imply different implementations of the reporting structure with the SAFRON

base, but the number of possible tools is rather limited and the development of one hospital can be shared with many other centres that need to use the same tool, so that the work in developing the management tool does not need to be repeated. Thus, for example, the solution proposed in this work with Microsoft Forms could be used in all public hospitals in the Community of Madrid.

Regardless of the tool, as the structure would be maintained, further external reporting of the data to SAFRON would be fairly immediate, as there would be a 1:1 correspondence between the local ILS data and SAFRON data. Therefore, considering the advantages and disadvantages, the solution can be a win-win strategy for the centre and for SAFRON as summarised in table 2.



**Table 2.** Advantages for the radiation oncology service and for SAFRON of the design of a notification system as presented in this work.

	For the Department	For SAFRON
Advantages	<ul style="list-style-type: none"> <li>• ILS structure already developed and widely endorsed.</li> <li>• Possibility of customisation with specific attributes of the department.</li> <li>• More direct notification with any type of device and without the need for registration.</li> <li>• Translation into local language, eliminating the language barrier.</li> <li>• Possibility to share the notification system as a template without data, so that the effort to develop the local notification system tool is reduced.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• The more local systems have the SAFRON structure, the more likely it is to notify SAFRON, since the notification is simpler and more straightforward, with direct field-to-field correspondence.</li> <li>• Contribution to the standardisation of SAFRON taxonomy at international level, allowing for direct comparisons and aggregation of data.</li> </ul>
Disadvantages	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Need to develop the web form with the SAFRON structure or contact a centre that has previously developed it to share it.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Notification to SAFRON is not direct, but would be done in a step after the use of the SAFRON structure for local notification.</li> </ul>

## Conclusions

The SAFRON structure can be used in local ILSs without the limitation of prior registration and access limited to a single registered person per radiation oncology department. This requires the integration of the structure into a software that is chosen depending on availability, support and security. The solution designed provides advantages for both the Department and SAFRON. This type of solution can be shared as a template without data to be implemented in other Departments, thus reducing the workload necessary for the development of a tool needed to improve patient safety and legally required in our legislation.

## References

1. Committee on Quality of Health Care in America-Institute of Medicine. To Err Is Human: Building a Safer Health System. (The National Academies Press, 2000).
2. Radiation Offers New Cures, and Ways to Do Harm - The New York Times. <https://www.nytimes.com/2010/01/24/health/24radiation.html>.
3. Bogdanich, W. A Pinpoint Beam Strays Invisibly, Harming Instead of Healing. The New York Times (2010). <https://www.nytimes.com/2010/12/29/health/29radiation.html>
4. DIRECTIVA 2013/59/EURATOM DEL CONSEJO de 5 de diciembre de 2013 por la que se establecen normas de seguridad básicas para la protección contra los peligros derivados de la exposición a radiaciones ionizantes. L13/1-73 (2014).
5. Real Decreto 601/2019, de 18 de octubre, sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas. 120840–120856 (2019).
6. Estrategia de Seguridad del Paciente del Sistema Nacional de Salud (2015-2020). [https://www.seguridadelpaciente.es/resources/documentos/2015/Estrategia\\_Seguridad\\_del\\_Paciente\\_2015-2020.pdf](https://www.seguridadelpaciente.es/resources/documentos/2015/Estrategia_Seguridad_del_Paciente_2015-2020.pdf) (2015).
7. Radiation Protection No 181: General guidelines on risk management in external beam radiotherapy. <http://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/RP181.pdf> (2015).
8. T. Pawlicki, M. C. and M. M. Incident Learning Systems for Radiation Oncology: Development and Value at the Local, National and International Level. Clin. Oncol. 29, 562–567 (2017). DOI:<https://doi.org/10.1016/j.clon.2017.07.009>
9. IAEA. Safety in Radiation Oncology (SAFRON). <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Modules/login/safron-register.htm>.
10. Radiation Oncology Safety Education and Information System. <https://roseis.estro.org/>.
11. Comunicación de Incidentes de Seguridad y Errores de Medicación. <https://cisemadrid.salud.madrid.org/index.htm>.
12. Sistema de Notificación y Aprendizaje para la Seguridad del Paciente (SiNASP). [www.sinasp.es](http://www.sinasp.es).
13. ASN & ANSM. Vigie Radiothérapie. <http://vigie-radiotherapie.fr/?action=reglementations>.
14. PRISMA-RT. <http://www.prisma-rt.nl/index-eng.html>.
15. World Health Organization. Radiotherapy Risk Profile. Technical manual. [http://www.who.int/patientsafety/activities/technical/radiotherapy\\_risk\\_profile.pdf](http://www.who.int/patientsafety/activities/technical/radiotherapy_risk_profile.pdf) (2008).
16. British Institute of Radiology; Institute of Physics and Engineering in Medicine; National Patient Safety Agency; Society and College of Radiographers; The Royal College of Radiologists. Towards Safer Radiotherapy. [https://www.rcr.ac.uk/system/files/publication/field\\_publication\\_files/Towards\\_saferRT\\_final.pdf](https://www.rcr.ac.uk/system/files/publication/field_publication_files/Towards_saferRT_final.pdf)

17. David L, Cooke, Meina Dubetz, R., Heshmati, Sandra Iftody, E. M., Jodi Powers, Robert C. Lee, P. B. & Dunscombe. HTA initiative 22: A reference guide for learning from incidents in radiation therapy. <http://www.ihe.ca/documents/HTA-FR22.pdf> (2006).
18. World Health Organization. Conceptual framework for the international classification for patient safety. v 1.1. <http://www.who.int/patientsafety/implementation/taxonomy/publications/en/index.html> (2009).
19. Augusto Radicchi, L., Carlos de Toledo, J. & Henrique Alliprandini, D. Critical success factors for implementation of an incident learning system in radiation oncology department. *Reports Pract. Oncol. Radiother.* 25, 994–1000 (2020). DOI: <https://doi.org/10.1016/j.rpor.2020.09.014>

# Una herramienta informática para la planificación automática de los tratamientos de arcoterapia con intensidad modulada volumétrica

## A software tool to automate VMAT treatment planning

**Pedro Sánchez Galiano, Silvia Fernández Cerezo, Javier Sánchez Ruipérez, Alfonso Villacé Gállego, Zahara Martín Rodríguez, Diego Crelgo Alonso, José Fernández García**

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Central de Asturias (HUCA).

**Fecha de Recepción: 17/06/2022 - Fecha de Aceptación: 16/12/2022**

Se presenta un programa informático propio para la automatización de los tratamientos de arcoterapia con intensidad modulada volumétrica usando el sistema de planificación de radioterapia *Varian Eclipse*. Lleva a cabo el proceso completo de planificación con muy poca intervención y de manera sencilla: interpreta la prescripción clínica y la traduce a objetivos de optimización, crea los contornos auxiliares y optimiza la distribución de dosis. Además, permite el procesado simultáneo de varios planes.

Para evaluar su funcionamiento, se escogieron aleatoriamente varios planes ya tratados de distintas localizaciones, se replanificaron y compararon. Se analizó la diferencia entre la dosis prescrita y la calculada para todas las restricciones en ambos casos. Las planificaciones automáticas obtuvieron mejores resultados en más de la mitad de los límites de dosis prescritos.

También se estudió el tiempo total de planificación, pudiendo concluirse que la automatización reduce el tiempo necesario en la mayoría de los casos. La principal ventaja es que la dosimetría automática no requiere prácticamente atención.

En conclusión, la dosimetría automática permite liberar mucho tiempo del personal, reducir la experiencia necesaria y suavizar la curva de aprendizaje de esta compleja técnica, disminuir la toma de decisiones subjetivas y, por lo tanto, incrementar la homogeneidad de los tratamientos.

**Palabras clave:** VMAT, planificación automática, *ESAPI*.

An in-house software to automate the volumetric modulated arc therapy treatment planning using the *Varian Eclipse* radiotherapy planning system is presented. It performs the entire planning process with very little human interaction. It interprets the clinical prescription and translates it into optimization objectives, creates auxiliary anatomical contours, and optimizes the plan to achieve proper dose distributions. The application allows the simultaneous processing of several plans and manages the times to avoid system overload.

To evaluate the performance of the software, several already treated plans from different anatomical localizations were randomly chosen, re-planned using this automated tool and compared. The difference between planned and prescribed dose was studied for all dose constraints. Automated plans obtained better results in more than half the prescribed dose limits for almost all locations.

The total time required to carry out the plans was also determined. It can be concluded that automated planning is quick and take less time than manual planning in most cases, but the main point is that manual planning time is almost entirely staff time while on the contrary automatic planning requires almost no human attention.

Automatic treatment planning can free up many staff hours, reduce the experience required, smooth the learning curve for this complex technique, decrease the subjective decisions and therefore increase the homogeneity in patient treatments.

**Key words:** VMAT, Automatic radiotherapy planning, *ESAPI*.

\*Correspondencia: [pedro.antonio.sanchez.galiano@gmail.com](mailto:pedro.antonio.sanchez.galiano@gmail.com)

<https://doi.org/10.37004/sefm/2023.24.1.002>

## Introducción

En comparación con la radioterapia conformada 3D, la arcoterapia con intensidad modulada volumétrica (VMAT, por sus siglas en inglés) proporciona distribuciones de dosis altamente conformadas y mejora la cobertura en los volúmenes blanco de planificación<sup>1</sup> (PTV) al mismo tiempo que evita sobredosificar los órganos de riesgo<sup>1</sup> (OR), lo que reduce la toxicidad tanto aguda como tardía.<sup>2-4</sup> Además, presenta otras ventajas frente a otras técnicas de radioterapia de intensidad modulada (IMRT), como reducir significativamente los tiempos de administración de los tratamientos y el número de unidades de monitor (UM).<sup>4,7</sup> La técnica VMAT se caracteriza por la modificación dinámica, durante la rotación del brazo del acelerador, de la apertura definida por el colimador multilámina (MLC), la velocidad de rotación y la tasa de dosis.<sup>5</sup> Esta técnica de administración del tratamiento resulta especialmente útil en localizaciones anatómicas de geometría compleja, donde haya definidos un gran número de ORs y PTVs, como por ejemplo ocurre en los tratamientos de cabeza y cuello. En la planificación de los tratamientos de VMAT, una vez determinada la posición del isocentro, el número de arcos y su recorrido, se inicia la optimización, durante la cual se determina la forma del MLC y las UM administradas para una serie de puntos de control establecidos para diferentes valores del ángulo del brazo. Se trata de un tipo de planificación inversa, ya que se indican los objetivos de dosis en las estructuras clínicas y se confía al algoritmo de optimización la búsqueda de la mejor solución como plan de tratamiento.<sup>6</sup> La realización práctica de las dosimetrías clínicas, depende del sistema de planificación de radioterapia (TPS) utilizado. En particular, *Eclipse (Varian Medical Systems, Palo Alto, California)* permite la optimización interactiva, lo que significa que durante la ejecución del programa se puede modular la distribución de dosis actualizando en tiempo real las restricciones impuestas al algoritmo.\*

La distribución de dosis óptima tiene que cumplir con las limitaciones prescritas y conseguir que las dosis de los ORs sean lo más bajas posible y, como es habitual en los problemas multiobjetivo, mejorar la homogeneidad de la dosis en los PTVs empeora los objetivos clínicos de los ORs y viceversa. Durante la optimización interactiva, típicamente se modifican varias veces las restricciones impuestas a los histogramas dosis-volumen (HDV) de las estructuras anatómicas delimitadas con el fin de ir adaptándolos a la prescripción. La magnitud y el momento en que se llevan a cabo estos ajustes pueden modificar la distribución de

dosis resultante y hacer, por lo tanto, que este proceso dependa de la experiencia del usuario. Además, la elección del mejor plan puede depender de las preferencias locales, o incluso variar de una persona a otra dentro de un mismo departamento, y aún cumpliendo las restricciones dosimétricas, la calidad y la complejidad de los tratamientos puede ser distinta.<sup>8</sup>

Por otra parte, es necesario un procesado de los contornos de las estructuras anatómicas previo al inicio de la optimización, para que el algoritmo funcione correctamente. En este preprocesado, los contornos originales se duplican y modifican para obtener un nuevo conjunto de estructuras que será el utilizado durante el proceso de optimización. Por lo general, este procesamiento previo incluye varias tareas: la expansión de los contornos, la separación entre ellos, la generación de estructuras auxiliares y la configuración de los objetivos de optimización. En primer lugar, hay protocolos de tratamiento que exigen que se amplíen algunos ORs para obtener sus volúmenes de riesgo de planificación (PRV). El PRV es un concepto geométrico, similar al PTV, introducido por el informe ICRU 62<sup>1</sup> para evitar, con una probabilidad razonable, sobredosificar los ORs en la práctica. Las restricciones de dosis prescritas (RDP) en los ORs se consideran con respecto a sus PRVs y son sus estadísticas de dosis las que se utilizan para informar el tratamiento. En segundo lugar, las estructuras con diferentes objetivos de dosis deben estar separadas entre sí una distancia mínima para que se pueda lograr un gradiente de dosis adecuado en la zona fronteriza. En particular, los ORs y los PTVs deben cumplir objetivos completamente opuestos porque, para que un plan sea aceptable, los volúmenes blanco deben alcanzar una dosis cercana a la de la prescripción (en nuestro caso se utilizan los valores  $V95\% > 95\%$ ,  $V98\% > 80\%$ ,  $V102\% < 15\%$ ,  $V105\% < 0.3\%$ ,  $D2\% < 103.5\%$  y  $D98\% > 95\%$ ), mientras que los ORs tienen que recibir las dosis más bajas posibles, no pudiendo superar determinados valores. Forzar el algoritmo de optimización estableciendo restricciones inalcanzables dará lugar, probablemente a planes subóptimos, y a pérdida de tiempo y de recursos. Para evitar esto último, es habitual modificar los contornos en las zonas de solapamiento de los PTVs con los ORs. En el caso de que los órganos de riesgo toleren la dosis prescrita al PTV, se generan unos nuevos contornos de dichos ORs excluyendo la zona que interseca con el PTV más un margen, y en la planificación se utilizan estos nuevos contornos para reducir la dosis que recibe la parte del OR situada fuera del PTV. Por el contrario, en los casos en los que la dosis de prescripción del PTV supera la dosis máxima que puede recibir el OR, se crea un nuevo PTV de planificación excluyendo el PRV del OR más un margen, y se planifica sobre él cumpliendo así la restricción de dosis máxima para el

\* *Varian Medical Systems*. Instrucciones de uso de Eclipse. Planificación de tratamientos para el haz externo.

PRV del OR, a costa de subdosificar el PTV en la zona de intersección del PTV con dicho PRV. Los PTVs con prescripciones de dosis distintas se manejan de manera similar, es decir, deben separarse lo suficiente para que el gradiente de dosis sea alcanzable. Además, como estrategia de planificación de forma rutinaria se crean ciertas estructuras auxiliares: anillos alrededor de los PTVs, ORs que no aparecen explícitamente en la prescripción, regiones de alta densidad, etc.

Por último, una vez que se han procesado todas las estructuras, se deben configurar los parámetros de optimización, es decir, los límites de dosis prescritos deben interpretarse y traducirse a objetivos y pesos de optimización. Todas estas tareas de preprocesamiento son repetitivas y propensas a errores que normalmente se detectan cuando el resultado de la optimización no concuerda con el esperado, por no mencionar que suelen requerir mucho tiempo.

La planificación automática de los tratamientos pretende reducir la realización de tareas repetitivas, la variabilidad en la calidad de los planes de tratamiento y la carga de trabajo debida a la dosimetría clínica.<sup>9</sup> En el mercado hay disponibles distintas soluciones. Unos TPS obtienen el plan óptimo de un determinado paciente utilizando una biblioteca de planes tratados previamente y considerados representativos (se denominan soluciones basadas en el conocimiento).<sup>10,11</sup> Otros consiguen la distribución de dosis óptima mediante un proceso iterativo donde se ejecuta el optimizador repetidas veces modificando los objetivos, las restricciones y los pesos de optimización, tratando de imitar el comportamiento de los usuarios experimentados (soluciones basadas en plantillas).<sup>12,13</sup> Otra estrategia consiste en ofrecer al usuario un conjunto de planes dosimétricos, con potenciación de unos objetivos u otros, donde elegir (soluciones multicriterio).<sup>14,15</sup> Además, algunas instituciones han adaptado el software comercial con programas integrados (denominados *scripts*) o incluso han desarrollado aplicaciones que automatizan el proceso completo de planificación.<sup>16,17</sup>

En este trabajo se presenta una aplicación informática desarrollada en nuestro centro que permite automatizar completamente la planificación de los tratamientos VMAT. Interviene en todo el proceso de creación de los planes: realiza el preprocesamiento y la optimización de los planes individuales, y gestiona la ejecución simultánea de varias dosimetrías. El programa utiliza una biblioteca informática del sistema de planificación *Eclipse*<sup>†</sup> para acceder a los datos dosimétricos del paciente y a las funciones del TPS.<sup>18</sup> Se compone de varios módulos: un *script* integrado en *Eclipse* que realiza el preprocesado y transfiere la prescripción

a los objetivos de optimización, una aplicación que se ejecuta directamente desde el sistema operativo y que lleva a cabo la optimización, y un tercer componente que gestiona la ejecución de las dosimetrías de distintos pacientes.

Para evaluar el funcionamiento del programa, durante la fase de desarrollo se estudiaron 32 pacientes ya tratados en diferentes localizaciones anatómicas (cabeza y cuello, tórax y pelvis). Se generaron planes automáticos con la misma configuración de tratamiento y se analizaron los histogramas de dosis-volumen y las distribuciones de dosis.

En nuestro hospital, desde hace varios años, todas las planificaciones de los tratamientos VMAT siguen la misma plantilla de flujo de trabajo asistido por el sistema de *vía clínica visual de Aria*.<sup>‡</sup> El circuito incluye la generación del plan por un técnico especialista en Dosimetría y Radioterapia, una primera revisión por parte de un especialista en Radiofísica Hospitalaria y una segunda revisión llevada a cabo por un especialista en Oncología Radioterápica. Tal como recoge el RD 1566/1998 por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia, ambos especialistas deben aprobar y firmar el plan, y en nuestro caso, este paso es imprescindible para poder pasar a la fase de verificación previa al tratamiento. Por lo tanto, existen al menos tres barreras para limitar los riesgos del paciente con el uso de APP.

## Material y método

El sistema informático *Varian Aria* v15.5 instalado consta de un conjunto de programas interconectados y dedicados a gestionar las actividades administrativas y clínicas del departamento de oncología radioterápica. Estos programas se ejecutan en una red compuesta por un grupo de servidores y varias decenas de terminales. En la actualidad hay instalados 12 servidores, 8 de ellos de cálculo, y cerca de 60 PCs. Los servidores almacenan la base de datos general que incluye datos demográficos de los pacientes, imágenes, archivos de configuración de los aceleradores lineales y datos dosimétricos y el registro de los tratamientos. También realizan los cálculos de dosis y las optimizaciones de los planes. Los usuarios acceden a todos estos datos y programas a través de los terminales de PC. *Aria* incluye el sistema de planificación de radioterapia *Eclipse* v15.6 y la interfaz de programación de aplicaciones de *scripting* para *Eclipse* (*ESAPI* v1.0.300.11) que permite a los desarrolladores de software operar con los datos almacenados y las funciones del TPS. El programa de planificación automática (APP) aquí presentado utiliza esta biblioteca de clases *ESAPI* para acceder a

<sup>†</sup> *Varian Medical Systems. Eclipse Scripting API Reference Guide. Version 15.5, November 2017.*

<sup>‡</sup> *Varian Medical Systems. Aria workflow management.*

las imágenes y prescripciones del paciente, los datos de configuración de los aceleradores lineales y las funciones de planificación de *Eclipse* (manipulación de contornos de estructura, creación y modificación de planes, optimización y cálculo de distribuciones de dosis, etc.).

APP está implementada con el lenguaje de programación C# y la interfaz de usuario *Windows Presentation Foundation* (WPF), utilizando el editor *Visual Studio* en su versión gratuita, herramientas desarrolladas por *Microsoft* (Redmond, Washington), y se compone de tres módulos que realizan las diferentes tareas. El primer módulo es un *script* integrado en *Eclipse* (denominado por *Varian* como *binary plug-in*) que automatiza el preprocesamiento del plan: gestiona la manipulación de las estructuras y traduce la prescripción clínica en parámetros de optimización. La única interacción entre el usuario y la aplicación es este *script*, porque el resto del proceso se ejecuta de forma autónoma. El segundo módulo es un programa de consola (denominado por *Varian* como *stand-alone*) que ejecuta la función de optimización de *ESAPI* reiteradamente, adaptando automáticamente los parámetros en cada ciclo hasta encontrar el plan óptimo. El tercer componente se ejecuta en segundo plano y crea una instancia del módulo de optimización para cada plan individual. Además, gestiona la cantidad de dosimetrías que se ejecutan simultáneamente y cuándo comienzan.

## Módulo de preprocesado

Esta herramienta está integrada en *Eclipse* y es capaz de generar automáticamente las estructuras auxiliares utilizadas durante la optimización y de traducir los límites y restricciones de dosis prescritos en objetivos y pesos de optimización. El programa se utiliza una vez se han delimitado las estructuras de interés en las imágenes de tomografía computarizada (TC) del paciente, teniendo establecida la prescripción clínica y habiendo determinado la configuración de los arcos.

Una de las primeras tareas al realizar una dosimetría clínica mediante planificación inversa de forma manual consiste en relacionar los órganos incluidos en la prescripción con las estructuras contorneadas en las imágenes del TC, para así poder transferir las restricciones de dosis a los objetivos de optimización. Hay que tener en cuenta que las etiquetas de los nombres de las estructuras contorneadas y las de los órganos prescritos pueden ser diferentes debido a que el proceso de contorneado y el de prescripción se realizan en diferentes espacios de trabajo dentro de *Aria* y quizás por distintas personas. Por otra parte, los límites de dosis se pueden establecer en diferentes formatos (dosis o volumen limitado y en valores absolutos o

relativos, dosis máxima o dosis media) mientras que los objetivos de optimización son de formato fijo (valores absolutos de dosis absorbida a volumen relativo). Además, hay que considerar que la práctica habitual consiste en utilizar de partida unos objetivos de optimización más restrictivos que los límites de dosis prescritos, por lo que no solo hay que traducir la prescripción, sino que, en función de la experiencia, también se debe decidir cómo realizar esta modificación.

APP permite la automatización de estas tareas. El programa empareja las estructuras anatómicas contorneadas en el paciente con los órganos en que se hayan prescrito límites de dosis (fig. 1), utilizando la distancia de Levenshtein<sup>19</sup> de comparación de cadenas de texto. Esta función mide la distancia entre dos palabras y puede entenderse como el mínimo número de transformaciones (inserción, eliminación o sustitución de caracteres) necesarias para transformar una palabra en la otra. Por otra parte, a cada órgano le asigna tres parámetros: una distancia de separación de las demás estructuras que garantice que se pueda lograr el gradiente de dosis adecuado en las zonas adyacentes, una distancia de expansión para obtener su PRV, si fuera necesario, y un factor de prioridad. Los valores predeterminados dependen de la estructura particular y pueden ser modificados fácilmente en el caso de que la solución propuesta no fuera adecuada.

Una vez enlazada la prescripción con las estructuras contorneadas, el usuario puede transferir los límites de dosis prescritos a los objetivos de optimización. Para ello, APP utiliza el siguiente método: las RDPs de cada OR se normalizan a la forma  $(v, d) \Leftrightarrow V_d < v$ , lo que significa que el volumen de OR irradiado a la dosis  $d$  (porcentaje de la dosis prescrita) debe ser menor que  $v$  (porcentaje del volumen total del OR). Posteriormente, para cada RDP normalizada  $(v_i, d_i)$  se genera una curva parabólica que pasa por los puntos  $(100,0)$ ,  $(0,100)$  y  $(v_i, d_i)$ , y se elige la RDP que genere la parábola que se acerque más al eje  $x$ . Dado que, como se ha mencionado, la práctica habitual en la planificación VMAT manual es utilizar objetivos de dosis más restrictivos que la prescripción, el límite de dosis elegido se modifica reduciendo tanto el porcentaje de dosis como el de volumen (para cada estructura se desplazan los puntos del HDV hacia la izquierda y hacia abajo, tal como se hace gráficamente en la ventana de *Eclipse* durante el proceso de optimización manual) en un 20%, 40% o 60% según la prioridad asignada al OR, antes de usarlo para definir una nueva parábola que será la que actuará como función generadora de los objetivos de optimización. El método se explica gráficamente en la fig. 2, que muestra cómo se configuran los objetivos de optimización de un cierto OR al que se le han prescrito 3 restricciones ( $V_{40\%} < 40\%$ ,  $V_{60\%} < 30\%$  y  $V_{80\%} < 20\%$ ) y se le ha asignado una prioridad normal. En primer



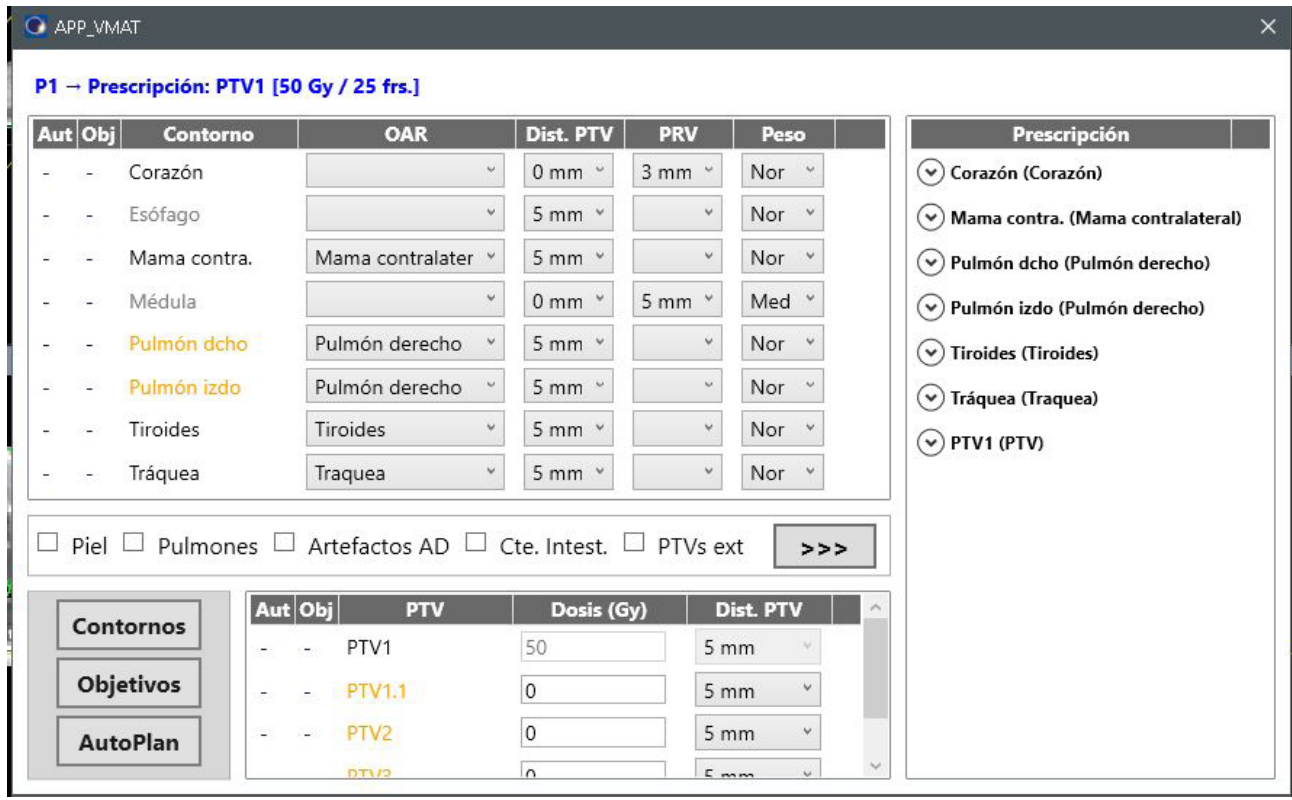


Fig. 1. Ventana presentada al usuario por el script integrado en Eclipse.

lugar, se definen tres parábolas y se elige la RDP cuya parábola más se aproxima al eje x (en este caso, la correspondiente al punto (40,40)). En segundo lugar,

se reduce en un 20% el porcentaje de dosis y en otro 20% el del volumen irradiado de la restricción elegida (valores correspondientes a la prioridad normal). En

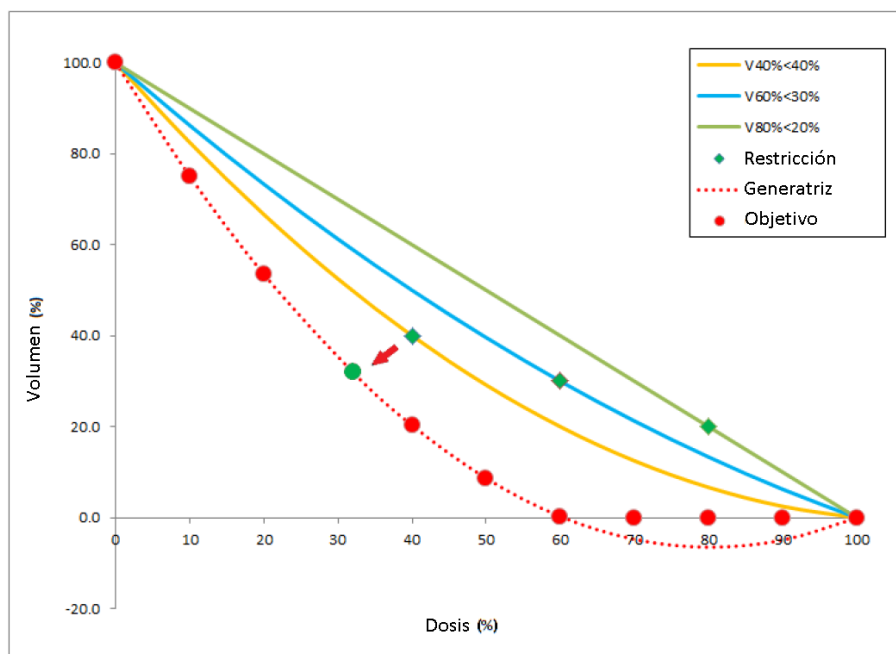


Fig. 2. Determinación de los objetivos de optimización a partir de los límites de dosis impuestos a un determinado órgano. Partiendo del límite más restrictivo se crea una parábola sobre la que se definirán los objetivos de optimización.

tercer lugar, la función generadora se define como la parábola que pasa por los puntos (0,100), (100,0) y (32,32). Obsérvese que los objetivos generados que quedan por debajo del eje x se establecen a cero. Para finalizar, a cada OR se le asignan once objetivos de optimización. Por otra parte, a cada PTV se le asignan cinco objetivos ( $V_{95\%} = 100\%$ ,  $V_{98\%} = 100\%$ ,  $V_{100\%} = 100\%$ ,  $V_{102\%} = 0\%$  y  $V_{105\%} = 0\%$ ). Por último, los pesos de los ORs se establecen en 250, 300 y 350, de un máximo de 1000, para prioridad normal, media y alta, respectivamente, mientras que los pesos de los PTVs se establecen en 750.

Por lo general, antes de configurar los parámetros de la optimización, es necesario generar una serie de estructuras auxiliares, como anillos y PTVs modificados, que se utilizarán durante el proceso de optimización del plan. Aunque la función NTF (*Normal Tissue Function*) del optimizador de *Aria* está orientada a aumentar el gradiente de dosis fuera de los volúmenes blanco, y por tanto a reducir el uso de las estructuras de anillo, lo cierto es que, en nuestro centro, aunque se utiliza la NTF también se siguen creando los anillos. El mismo procedimiento es desarrollado por APP, dado que intenta reproducir los protocolos seguidos en el departamento. También es frecuente definir estructuras combinadas como la suma de ambos pulmones menos el PTV, órganos que no aparecen explícitamente en la prescripción, pero con limitaciones de dosis como la piel, o regiones que necesitan segmentarse por razones dosimétricas, como áreas de alta densidad o zonas con contraste gástrico. Por supuesto, *Eclipse* cuenta con herramientas especializadas para realizar todas estas tareas, pero APP las realiza secuencialmente de forma más cómoda y rápida.

El tiempo efectivo empleado en todo el proceso (creación del plan, manipulación del contorno y asignación de parámetros de optimización) suele ser inferior a cinco minutos, independientemente de si el caso clínico es un tratamiento ginecológico con 4-5 ORs y solo un PTV o un tratamiento de cabeza y cuello con 10-20 ORs y 3 PTVs.<sup>§</sup>

A partir de aquí, el usuario puede simplemente optar por continuar con el módulo de optimización estándar de *Eclipse*. También puede grabar el archivo de configuración del plan que contiene los parámetros de optimización para todas las estructuras involucradas, iniciar el módulo de optimización automático, cerrar *Eclipse* y esperar a que se genere el plan optimizado mientras realiza otra tarea. Dada la arquitectura de *Aria*, cada máquina que accede al servidor ocupa una licencia. De esta forma, al igual que ocurre en el modo manual, se pueden realizar múltiples planifica-

ciones simultáneamente con cada licencia. El cálculo de la optimización y de la distribución de dosis se realiza en los servidores, así que el terminal que lanza las planificaciones no queda sobrecargado y puede seguir siendo utilizado.

## Módulo de optimización

Este programa de consola optimiza los planes individuales a través de un algoritmo iterativo que se aproxima gradualmente a la solución óptima. Al igual que otros autores,<sup>20</sup> el método está basado en reproducir el comportamiento humano que consiste en ir modificando dinámicamente los objetivos de dosis durante el proceso. Estos objetivos están casi exclusivamente definidos por la prescripción con lo que, por ejemplo, el tratamiento dado a los órganos que se comportan en serie o en paralelo será el que quede reflejado en dicha prescripción. El plan óptimo no se conoce a priori porque depende en gran medida de la anatomía del paciente, pero se sabe que debe impartir las mínimas dosis a los ORs manteniendo al mismo tiempo una alta homogeneidad en la distribución de dosis en los PTVs. La manera habitual de actuar es elegir una configuración inicial y luego cambiar en tiempo real los pesos y los objetivos de las estructuras para ir modulando la distribución de dosis en base a los valores instantáneos de los HDVs. Sin embargo, a diferencia del módulo de optimización de *Eclipse*, *ESAPI* no permite modificaciones de los parámetros en tiempo real, sino que debe proporcionarse una configuración de entrada a la función para que genere una distribución de dosis ajustada a ella, pero que probablemente no será la óptima. Por este motivo, la conformación dinámica utilizada en el método manual se ha sustituido por un proceso iterativo similar al seguido en la planificación 3D convencional, donde se repite un ciclo de configuración-cálculo-análisis hasta que se alcanza una solución satisfactoria.

El diagrama de flujo de la fig. 3 proporciona una descripción general del funcionamiento del algoritmo. APP inicia cada ciclo configurando los parámetros de entrada de la función de optimización de *ESAPI*. En la primera iteración, se utilizan como datos de entrada los del archivo de configuración del plan generado previamente por el módulo de preprocesado. Para la optimización, *ESAPI*, al igual que *Eclipse*, utiliza el optimizador de resolución progresiva<sup>21</sup> (PO 15.6.04) que calcula la posición de las láminas del colimador y las unidades de monitor por grado, impartidas en los puntos de control espaciados regularmente por todo el recorrido del arco, comenzando con una aproximación de baja resolución que se vuelve más fina a medida que avanza el proceso. Una vez optimizado el plan, la distribución de dosis se obtiene mediante un algoritmo

<sup>§</sup> En el archivo de vídeo al que hace referencia el siguiente enlace se puede ver el procedimiento descrito para un tratamiento de cabeza y cuello. [https://drive.google.com/file/d/15p-ZrAn4jm7\\_DNacWaalPsuY61y2b\\_4e/view?usp=sharing](https://drive.google.com/file/d/15p-ZrAn4jm7_DNacWaalPsuY61y2b_4e/view?usp=sharing).



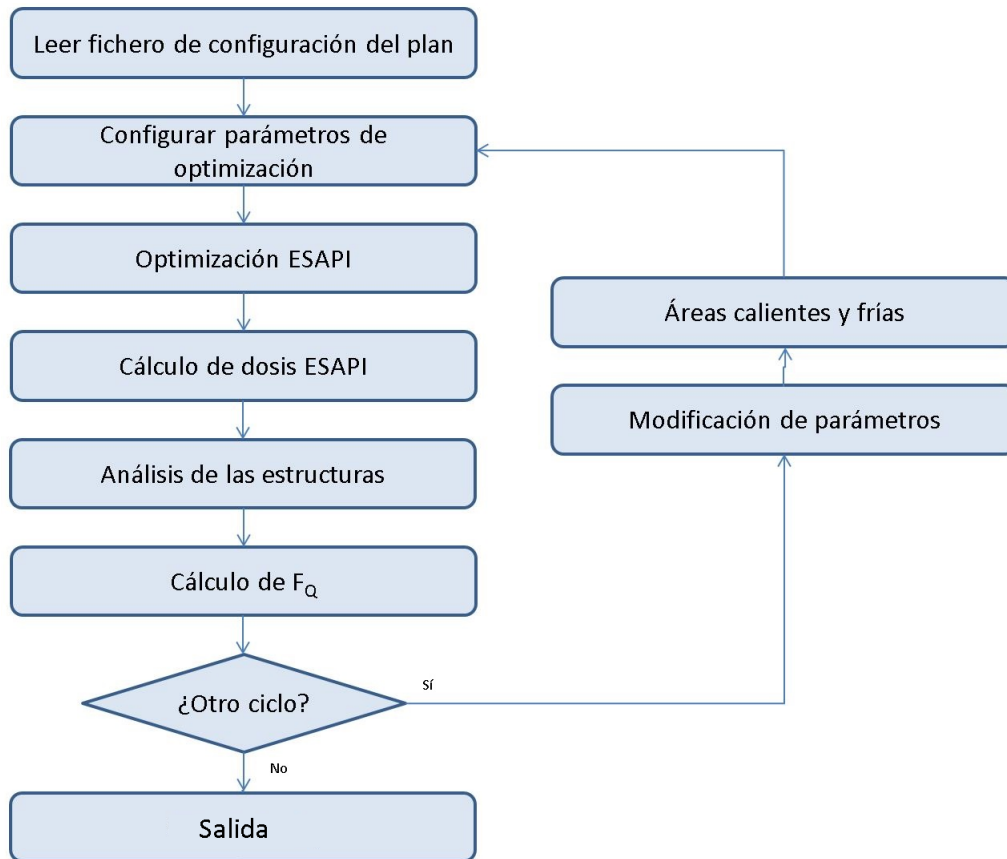


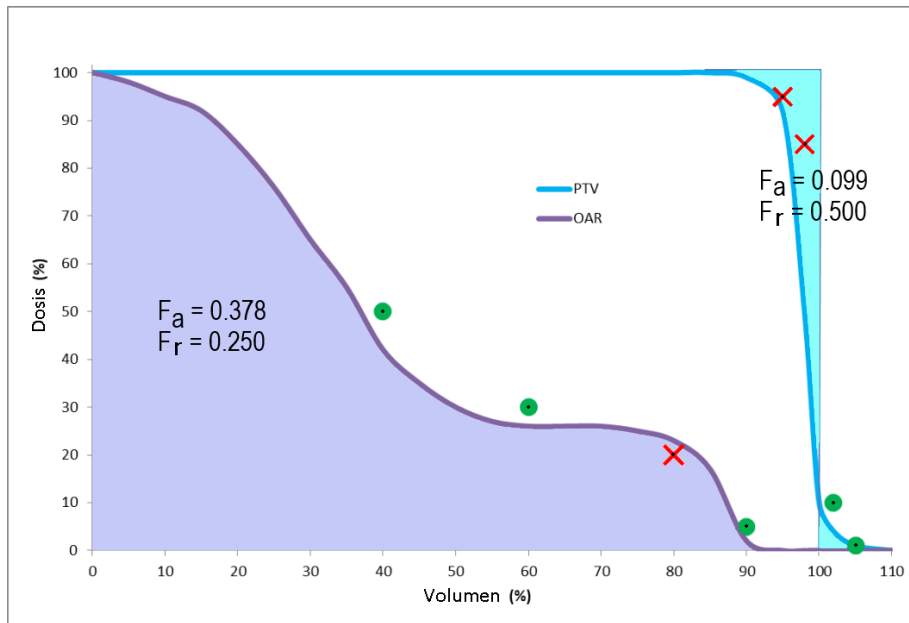
Fig. 3. Diagrama de flujo del algoritmo de optimización. El bucle termina cuando  $F_Q$  deja de disminuir.

de cálculo de dosis más exacto, aunque más lento que el incluido en PO, y que se elige durante la creación del plan. En nuestro centro, se utiliza habitualmente *AcurisXB\_15.6.04* excepto para las planificaciones dirigidas al acelerador *Varian Halcyon*, que no es compatible con esta versión del algoritmo. En este último caso, se utiliza el algoritmo *AAA\_15.604*.<sup>†</sup> A continuación, se calcula cada RDP de cada estructura, se verifica su cumplimiento y se le asigna un valor resultante en función de la diferencia entre las dosis calculadas y las prescritas. Arbitrariamente, se decidió utilizar cuatro valores para el resultado. Según nuestra terminología, si se viola una determinada RDP se considera que el resultado es malo, y si se supera en más de un 10% es muy malo. De la misma forma, si se cumple la RDP el resultado es bueno, y si lo hace incluso reduciéndola al 80%, es muy bueno. El algoritmo utiliza estos valores de resultado de cada RDP para potenciar unos objetivos de optimización frente a otros y dirigir así el proceso.

A continuación, se calcula un factor de calidad del plan ( $F_Q$ ) mediante el siguiente método: para cada

estructura, se definen un factor de área ( $F_a$ ) que mide la diferencia entre el HDV ideal y el real, y un factor de restricción de dosis ( $F_r$ ) que mide el grado de cumplimiento del OR con la prescripción. En el caso de los ORs,  $F_a$  se calcula como el área normalizada bajo la curva HDV, ya que idealmente, los ORs no deberían recibir ninguna dosis. Para los PTVs, se calcula como el área normalizada entre la curva del HDV y la función escalón, porque idealmente los PTVs deberían recibir exactamente la dosis prescrita en todo su volumen. Por otro lado,  $F_r$  considera el cumplimiento de los límites de dosis, tomando un valor 0 si se cumplen todas las restricciones y 1 si se exceden todos los límites. Mientras que para los OR se utilizan directamente los RDPs, para los PTVs se definen cuatro límites estándar ( $V_{95\%} > 99\%$ ,  $V_{98\%} > 90\%$ ,  $V_{102\%} < 10\%$ ,  $V_{105\%} < 1\%$ ). En los planes con varios PTVs, generalmente los PTVs prescritos a dosis mayor se encuentran incluidos dentro de los de dosis menor. En este caso, los límites inferiores ( $V_{102\%} < 10\%$  y  $V_{105\%} < 1\%$ ) para los PTVs de dosis menor no son útiles, por lo que se deben crear nuevos PTVs auxiliares excluyendo el volumen del PTV de dosis mayor al del PTV de dosis menor. El margen de separación es elegible

<sup>†</sup> Varian Medical Systems. *Eclipse Algorithms Reference Guide*.



**Fig. 4.** Determinación del factor de área ( $F_a$ ) que mide la diferencia entre el HDV ideal y el real, y del factor de restricción de dosis ( $F_r$ ) que mide el grado de cumplimiento de las restricciones de dosis del OR con la prescripción. Las zonas coloreadas corresponden a la separación del HDV de la estructura con respecto al ideal. Se señalan con un círculo las restricciones que cumplen con la prescripción y con un aspa las que no lo hacen.

durante el preprocesado y suele estar entre 3 y 5 mm. Por lo tanto, durante el proceso de optimización, solo los límites superiores ( $V_{95\%} > 99\%$  y  $V_{98\%} > 90\%$ ) se utilizan para los PTV de dosis menor, mientras que los PTV de dosis mayor y los auxiliares están limitados superior e inferiormente.

La fig. 4 muestra un ejemplo de cálculo de  $F_r$  y  $F_a$  para dos estructuras: un OR con cuatro límites de dosis prescritos y un PTV con límites estándar. Uno de los cuatro límites prescritos del OR no se cumple ( $V_{80\%} < 20\%$ ), por lo que el valor calculado del factor de restricción es 1/4. El PTV no alcanza la mitad de sus límites prescritos ( $V_{95\%} > 99\%$  y  $V_{98\%} > 90\%$ ), por lo que su  $F_r$  toma el valor 0.5. Además, el área bajo la curva del histograma del OR es el 37.8% del área del rectángulo con vértices en (0,0) y (100,100), por lo tanto,  $F_a = 0.378$  para el OR. Para el PTV,  $F_a$  se obtiene a partir de la suma del área sobre la curva del histograma para valores por debajo del 100% de la dosis prescrita para el PTV, más el área bajo la curva para valores por encima de esa dosis. En este ejemplo, este área es el 9.9% de la del rectángulo ideal, por lo que  $F_a = 0.099$  para el PTV.

Para cada estructura, los valores de  $F_r$  y  $F_a$  se combinan utilizando el parámetro  $C_1$  para obtener su factor de calidad.  $C_1$  puede variar entre 0 y 1 y controla la importancia relativa que se asigna al factor de área y al factor de las restricciones. Un valor típico utilizado es 0.5, lo que significa que los factores de área y de restricción se ponderan por igual.

$$F^{OR} = \left( \sum^{OR} (C_1 F_a + (1 - C_1) F_r) / N^{OR} \right) \quad (1)$$

$$F^{PTV} = \left( \sum^{PTV} (C_1 F_a + (1 - C_1) F_r) / N^{PTV} \right) \quad (2)$$

siendo  $N^{OR}$  y  $N^{PTV}$  el número de órganos de riesgo y de PTVs respectivamente.

A continuación, se promedian por separado los factores de calidad de los ORs y de los PTVs, y los valores resultantes se combinan utilizando el parámetro  $C_2$  para obtener el factor de calidad del plan. El valor  $C_2$  permite modificar la importancia relativa que el algoritmo otorga a los PTVs y los ORs durante el proceso de optimización y también varía de 0 a 1, siendo 0.7 un valor típico.

$$F_Q = C_2 F^{OR} + (1 - C_2) F^{PTV} \quad (3)$$

Los valores de  $C_1$  y  $C_2$  se determinaron experimentalmente por prueba y error repitiendo el proceso varias veces con distintos valores y para distintas dosimetrías. Por lo tanto,  $F_Q$  también toma valores en el intervalo de 0 a 1, correspondiendo el valor menor a la distribución de dosis ideal y aumentando a medida que el plan empeora.  $F_Q$  se utiliza como métrica para comparar planes y decidir si iniciar otro ciclo o detener el proceso, dependiendo de si  $F_Q$  mejora o empeora.

De esta forma, APP continúa iterando hasta que  $F_Q$  converge, es decir, hasta que deja de disminuir. En la primera iteración, debido a que no existe un valor previo con el que comparar, el algoritmo finaliza solo si se cumplen ampliamente los límites de dosis. En caso de que  $F_Q$  no converja, comienza otro ciclo y APP modifica los parámetros de optimización de aquellas estructuras que tienen un valor resultante diferente a la categoría de *muy bueno*, según el criterio anteriormente expuesto. En el caso de los PTVs, se aumenta su peso y, además, si el valor resultante es *muy malo*, también se suman un objetivo superior y otro inferior:  $V_{100\%} = 0\%$  y  $V_{100\%} = 100\%$  respectivamente. Sin embargo, para los ORs, además de aumentar su peso, también se reduce un 10% el porcentaje de la dosis en todos sus objetivos. En caso de que al resultado se le asigne el valor de *muy malo*, tanto el peso como la disminución del porcentaje de dosis se duplican.

Al final de cada ciclo, se determinan las áreas subdosificadas y sobredosificadas (denominadas zonas frías y calientes), es decir, las que bien no alcanzan o bien superan los límites prescritos, que son transformadas en nuevas estructuras e incluidas en el siguiente ciclo. Las zonas frías son los volúmenes dentro de los PTVs que no alcanzan los valores estándar (normalmente el 95% y el 98% de la dosis prescrita), mientras que las zonas calientes se localizan donde se exceden los límites, es decir, las RDPs para los ORs y los límites estándar en el caso de los PTVs (normalmente el 102% y el 105% de la dosis prescrita). A las zonas frías se les asignan objetivos de optimización inferiores con el fin de aumentar su dosis, mientras que a las zonas calientes se les asignan objetivos superiores con el fin de hacerlas desaparecer. Por ejemplo, si un PTV incumpliese el límite estándar  $V_{95\%} > 99\%$ , se generaría una nueva zona fría con la parte del PTV que no alcanza el 95% de la dosis prescrita y se le aplicaría el objetivo de optimización  $V_{95\%} = 100\%$ . De forma similar, si un PTV superase el límite  $V_{102\%} < 10\%$ , se generaría una nueva zona caliente con la parte del volumen que supera el 102% de la dosis y se le aplicaría el objetivo de optimización  $V_{102\%} = 0\%$ . Por su parte, si en un determinado OR se superase alguno de sus límites prescritos se crearía una nueva zona caliente con la parte del volumen de la estructura que reciba una dosis superior a dicho límite y se le aplicaría un objetivo de optimización más restrictivo. Si el límite normalizado original fuese  $V_{x\%} < y\%$ , a la zona caliente se le aplicaría el objetivo  $V_{x\%} < 0,8 y\%$ .

En conclusión, el uso del factor de calidad descrito evita la toma de decisiones humanas durante la planificación y, en consecuencia, disminuye la subjetividad y aumenta la homogeneidad en los tratamientos. Aunque  $F_a$  es, en general, un buen indicador de conformidad con la prescripción, debe usarse conjuntamente con el factor de restricción de dosis  $F_r$  para

evitar que el algoritmo reduzca el área del histograma de algunas estructuras a expensas de exceder algunos límites de dosis.

## Módulo gestor

Este programa lee los archivos de configuración del plan guardados por el módulo de preprocesado y genera una instancia del módulo de optimización para cada plan. Dado que los servidores de *Aria* controlan todos los procesos de radioterapia, incluidos los tratamientos, es fundamental no sobrecargarlos. Por lo tanto, el módulo gestor decide cuándo proceder con las optimizaciones y el número máximo de instancias en ejecución simultánea (cinco durante las horas de trabajo). Esta capacidad de ejecución diferida permite maximizar el rendimiento del sistema *Aria* sin interferir en el funcionamiento normal del departamento. Por ejemplo, APP se puede utilizar como herramienta de optimización redundante. Todos los planes VMAT realizados manualmente se podrían volver a optimizar automáticamente y las distribuciones de dosis de ambos podrían compararse como un control de calidad básico. El módulo gestor es capaz de controlar completamente la ejecución de esas reoptimizaciones que se podrían llevar a cabo fuera del horario laboral para evitar la sobrecarga del sistema.

Este módulo se ejecuta en segundo plano y permanece constantemente a la escucha de los archivos de configuración del plan enviados desde diferentes terminales *Aria*. Muestra al usuario la lista de optimizaciones recientes con información de interés (propietario del plan, estado, tiempo transcurrido, número de ciclo y  $F_Q$ ). De esta forma, los usuarios pueden conocer en todo momento el estado de sus planes (en espera, en curso o procesados), el tiempo de ejecución y número de iteraciones, y un conocimiento aproximado del resultado.

Para evaluar el rendimiento del módulo de optimización, se escogieron varios planes tratados previamente, se volvieron a optimizar utilizando APP y se compararon las distribuciones de dosis obtenidas manual y automáticamente. Los parámetros utilizados en los planes manuales (configuración geométrica y dosimétrica, y algoritmos de cálculo de dosis) se mantuvieron en los automáticos para que las diferencias solo fueran atribuibles al uso de la aplicación. En total, para este estudio se eligieron al azar 32 planes de diferentes localizaciones anatómicas, tal como se refleja en la tabla 1.

Para cada pareja de planes, el utilizado para el tratamiento y su correspondiente versión recalculada utilizando APP, se analizaron los HDVs y el cumplimiento con la prescripción. En particular, para cada restricción de dosis se determinó la diferencia entre

**Tabla 1.** Número de planes estudiados según la localización anatómica y el número de PTVs. Se indica el código diagnóstico según el índice ICD-10, los volúmenes de tratamiento, el número de órganos de riesgo para cada plan y la dosis prescrita. En la última columna se muestra el número total de restricciones de dosis prescritas analizadas.

Localización	Diagnóstico	PTVs	Volumen (cm <sup>3</sup> )	ORs	Planes	Dosis (Gy)	RDPs
Próstata		1	151-800	4	5	46-70	28-20
		2	110-805	4-5	4	60.4-70	38-40
		3	507-708	4-6	4	70	47-64
	C61	Todos	110-805	4-6	13	46-70	113-124
Ginecológico	C53.1C 54.1	1	555-1097	5-6	5	45-50.4	62-20
Pulmón	C34.9	1	317-625	5-6	5	50-70	44-20
Cabeza y cuello		1	78-85	5-12	2	48-63	20-10
		2	442-928	5-19	4	57-64	64-40
		3	306-664	11-19	3	66-70	65-48
	C31.9C 32.9	Todos		5-19	9	48-70	150-98

la dosis planificada y la prescrita y a continuación se compararon los valores obtenidos para los planes manuales con los obtenidos para los planes automáticos. Además, para cada estructura se determinó el factor de área Fa en ambos planes de cada pareja. Los resultados se clasificaron por localización, además de estudiar por separado los valores correspondientes a los ORs y los PTVs. A continuación, se realizó un estudio de significación estadística (valor p) para descartar errores de tipo I en las conclusiones.

Debido a que la principal fortaleza de la planificación automática es el ahorro de tiempo del personal, una vez verificado el desempeño de la aplicación, se analizó la productividad. Para ello se determinó el tiempo total necesario para llevar a cabo las planificaciones, incluyendo las tareas de preprocesamiento.

Estos valores se obtuvieron de la vía clínica visual de Aria como el tiempo transcurrido desde que se activa la tarea de realizar dosimetría hasta que se completa.

## Resultados

Con el fin de analizar el comportamiento de la aplicación, se calculó en cada restricción de dosis normalizada la diferencia entre el valor calculado y el prescrito. Al estar normalizadas las RDPs estos valores son puntos porcentuales. A continuación, se hizo un análisis estadístico de las diferencias entre los valores obtenidos para las planificaciones realizadas manualmente y las automáticas. Un valor negativo de estas diferencias implica que el plan automático se com-

**Tabla 2.** Resumen del análisis de las diferencias entre los valores planificados y los prescritos en las restricciones dosis entre las planificaciones manuales y automáticas. Tanto para los ORs como para los PTVs se indican el valor promedio ( $\mu$ ), la desviación típica ( $\sigma$ ), el número de datos de la muestra (#) y la significación estadística (p) correspondiente. Los valores negativos indican que APP se aproxima más a la prescripción y viceversa.

Localización	ORs				PTVs			
	$\mu$	$\sigma$	#	p	$\mu$	$\sigma$	#	p
Próstata	-0.5%	3.7%	113	0.08	-1.3%	4.5%	124	< 0.05
Ginecológico	2.5%	4.4%	46	< 0.05	-2.1%	2.5%	16	< 0.05
Pulmón	2.0%	3.7%	46	< 0.05	-1.7%	3.8%	20	< 0.05
ORL	-1.4%	7.2%	144	< 0.05	-0.2%	4.2%	98	0.3
Total	-0.2%	5.7%	349	0.3	-0.9%	4.3%	258	< 0.05

**Tabla 3.** Resumen del análisis de las diferencias del factor de área Fa entre las planificaciones manuales y automáticas. Tanto para los ORs como para los PTVs se indican el valor promedio ( $\mu$ ), la desviación típica ( $\sigma$ ), el número de datos de la muestra (#) y la significación estadística (p) correspondiente. Los valores negativos indican que APP se aproxima más al valor ideal y viceversa.

Localización	ORs				PTVs			
	$\mu$	$\sigma$	#	p	$\mu$	$\sigma$	#	p
Próstata	-0.4%	2.9%	60	0.2	-0.2%	0.2%	37	< 0.05
Ginecológico	1.2%	4.6%	28	0.1	0.7%	5.2%	18	0.3
Pulmón	1.9%	2.6%	28	< 0.05	-0.3%	0.3%	5	0.06
ORL	-0.9%	3.5%	128	< 0.05	0.0%	0.5%	35	0.4
Total	-0.2%	3.6%	244	0.2	-0.1%	0.4%	82	< 0.05

porta mejor que el manual es esa determinada RDP y viceversa. Los datos se agruparon por localización y se determinó para cada grupo el promedio, la desviación típica y la significación estadística realizando pruebas Z o T en función de número de datos y utilizando en todos los casos un nivel de confianza del 95%. La tabla 2 muestra el resumen de dicho análisis. En general, el programa de planificación automática obtuvo mejores resultados en los PTVs al mismo tiempo que no los empeoró en los ORs, salvo en el caso de los tratamientos ginecológicos y de pulmón en el que la planificación automática tiende a mejorar la homogeneidad de la dosis en los PTVs a costa de empeorar la dosimetría en los ORs.

Se hizo otro análisis similar utilizando en este caso el factor de área calculado en las distintas estructuras y cuyo resumen aparece en la tabla 3. En esta ocasión, la aplicación también consiguió valores más bajos y, por lo tanto, más cercanos al valor ideal para los PTVs, mientras que para los ORs no empeoró los resultados de las planificaciones manuales.

Obviamente, obtener un mejor resultado que un plan manual no significa necesariamente cumplir con la restricción de dosis prescrita. Y de la misma manera,

un peor resultado no siempre es sinónimo de superar un determinado límite de dosis. Para analizar este asunto, se estudiaron por separado las restricciones de dosis en las que los planes manuales y/o automáticos no cumplieron con la prescripción. La tabla 4 muestra el porcentaje de los RDP donde solo alguno o ambos de los planes de la pareja incumplen el límite de dosis prescrito. La mayor parte de las veces en que APP superó un límite, la planificación manual tampoco había conseguido cumplirlo. Además, exceptuando los tratamientos ginecológicos, el porcentaje de RDPs analizado, donde solo APP excede un límite de dosis, es inferior al 5%. Llama la atención el alto porcentaje de restricciones de PTV incumplidas en la planificación manual. Esto se debe probablemente a que algunas limitaciones utilizadas durante la planificación son más restrictivas que las utilizadas durante el análisis del plan. En particular, los dos límites que aseguran la homogeneidad de la dosis ( $V_{98\%} > 90\%$  y  $V_{102\%} < 10\%$ ) se sacrifican típicamente para disminuir la dosis en los ORs. Tampoco puede olvidarse que, en ocasiones, el mejor plan realizable incumple parte de la prescripción y, aun así, el especialista en Oncología Radioterápica decide seguir adelante con el tratamiento.

**Tabla 4.** Porcentaje de las restricciones de dosis prescritas donde alguno de los planes manual/automático, o ambos, excede el límite de dosis..

Localización	ORs			PTVs		
	manual	automático	ambos	manual	automático	ambos
Próstata	0.9%	0.9%	0.9%	9.7%	2.4%	12.9%
Ginecológico	0.0%	10.9%	23.9%	25.0%	0.0%	0.0%
Pulmón	0.0%	2.2%	10.9%	25.0%	5.0%	35.0%
ORL	0.7%	0.0%	8.3%	6.1%	1.0%	11.2%
Total	0.6%	2.0%	8.3%	10.5%	1.9%	13.2%

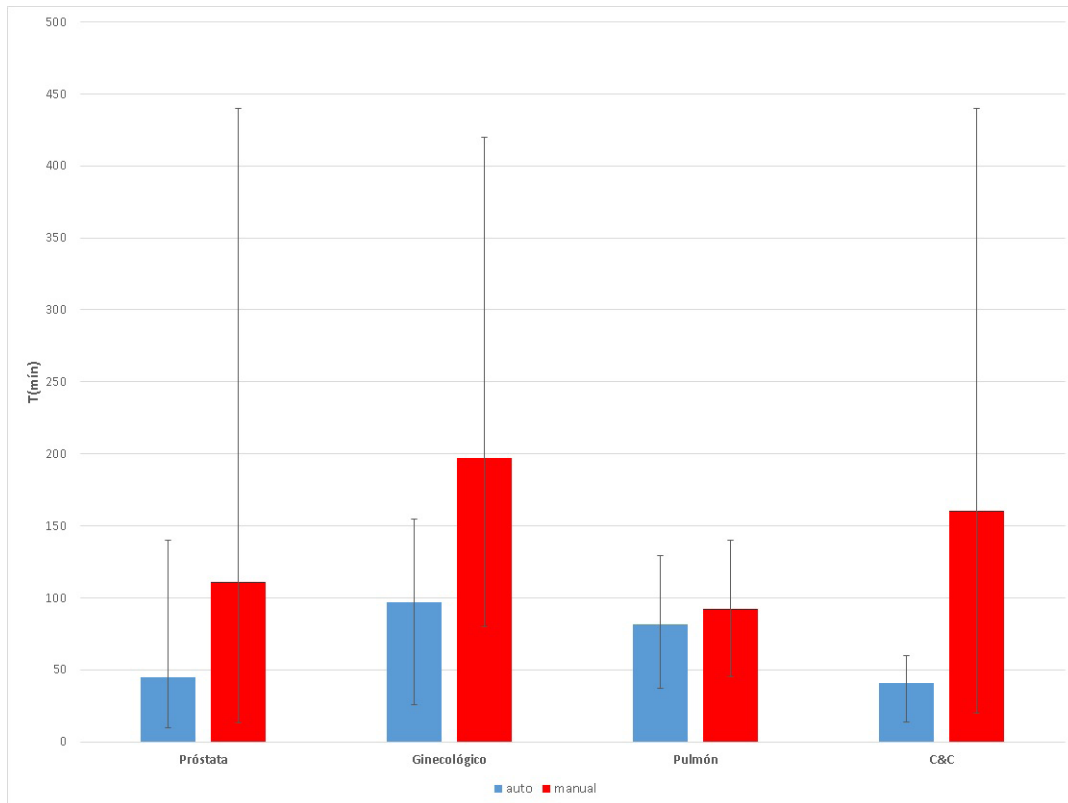


Fig. 5. Tiempo promedio empleado en las planificaciones. Las barras indican el intervalo de valores.

A la vista de estos resultados, se aprecia cierta tendencia en las planificaciones manuales a sacrificar la homogeneidad de dosis en los PTVs para no aumentar las dosis en los ORs. Este comportamiento subjetivo no lo reproduce el modo automático, dado que está basado estrictamente en la prescripción. En otras palabras, todas las restricciones no prescritas de manera explícita y que tampoco sigan un protocolo establecido no son tenidas en consideración por APP.

Una vez el programa entró en fase de producción, se midió el tiempo de planificación efectivo. Aunque el tiempo total de planificación de un solo tratamiento no disminuye, ya que tanto *Eclipse* como *ESAPI* usan las mismas funciones primitivas, el tiempo efectivo empleado se redujo drásticamente porque el programa no necesita prácticamente atención mientras se está ejecutando y además puede optimizar varios planes simultáneamente.

En la fig. 5 se muestra el promedio total de minutos necesarios para planificar los tratamientos para las diferentes localizaciones anatómicas. El promedio de la duración de las planificaciones automatizadas es inferior al de las manuales, pero lo más importante es que el tiempo de planificación manual es casi en su totalidad tiempo del personal mientras que, por el contrario, la planificación automática tan solo requiere una mínima atención.

Cabe resaltar que la aplicación consiguió el mejor desempeño en los tratamientos de cabeza y cuello, que son unas de las planificaciones que más tiempo necesitan, tanto para el procesado del alto número de estructuras que suelen llevar asociadas como para la optimización de la distribución de dosis. En este caso, APP consiguió en promedio disminuir las dosis en los ORs sin aumentarla en los PTVs, y casi siempre que no consiguió alcanzar un límite prescrito, en la planificación manual tampoco fue posible.

## Discusión

El sistema de optimización de VMAT de *Varian*, tanto en su versión de *Eclipse* como la de *ESAPI*, está basado en la modificación de los histogramas dosis-volumen. Es decir, de forma distinta a otros sistemas de planificación, como los de braquiterapia de alta tasa de dosis, donde la optimización se hace definiendo gráficamente la distribución de dosis en cada plano, en el software de *Varian*, lo que se modela es la forma de la curva de los histogramas dosis-volumen de las estructuras seleccionadas. La manera habitual de tratar las áreas calientes y frías es convertir las isodosis correspondientes en volúmenes auxiliares e introducirlos en el proceso de optimización. *Eclipse*



también permite configurar otros parámetros, como el objetivo de tejido normal que permite modelar el gradiente de dosis en las áreas próximas a los PTVs que no pertenezcan a otra estructura, el número total de unidades de monitor del tratamiento, o el uso del parámetro ASC (*Aperture Shape Controller*) de control de la apertura del colimador MLC, el cual permite controlar el grado de modulación del plan obtenido con el algoritmo de optimización PO, en los aceleradores que sean compatibles. El programa de planificación automática aquí presentado trata de mimetizar todos estos comportamientos, e incluso las pautas seguidas en algunos casos particulares, como es la ampliación del PTV en los tratamientos de pulmón o configurar objetivos de optimización duplicados. Por supuesto, en la aceptación de una dosimetría no es suficiente realizar una evaluación de los HDVs,<sup>22</sup> de manera que las distribuciones de dosis proporcionadas por APP y otros sistemas de planificación automática comerciales deben de ser revisadas por un especialista en Radiofísica Hospitalaria que decidirá si el plan es válido o no, y en su caso realizar las modificaciones pertinentes. No obstante, la planificación automática puede liberar muchas horas de trabajo del personal, reducir la experiencia requerida y suavizar la curva de aprendizaje de una técnica compleja como es la VMAT. Además, disminuye las decisiones subjetivas y, por lo tanto, reduce la variabilidad dependiente de la persona que realiza la planificación, al mismo tiempo que minimiza los errores humanos. Es cierto que resulta inevitable que la automatización de una tarea conlleve asociada una pérdida de conocimiento de cómo llevarla a cabo manualmente, pero al igual que ocurre en otras áreas como la industria aeronáutica o la militar, las ventajas que ofrece superan a los riesgos asociados. Aunque no se puede olvidar que la automatización de actividades no pretende en principio sustituir completamente al personal encargado de realizarlas, sino servir de asistencia para disminuir la carga de trabajo. En cualquier caso, existen usos poco conflictivos de la planificación automática como es introducirla en el proceso de revisión sistemática de las dosimetrías, o utilizar la solución automática como una referencia de valores mínimos, principalmente por parte del personal novato o inexperto.

Aunque el software disponible en el mercado suele ser una solución eficaz, los programas no comerciales desarrollados internamente tienen varias ventajas, ya que se adaptan perfectamente a las condiciones y preferencias locales. Además, pueden actualizarse rápidamente para incluir nuevas funciones o modificaciones en los protocolos clínicos, dado que existe una retroalimentación mucho más cercana entre usuarios y programadores. También puede haber tareas que solo sean útiles en unos pocos centros, de modo que su implementación por parte de las empresas sea

difícil y de bajo beneficio comercial, y solo disponibles con herramientas de *scripting*.

Por otra parte, APP ha demostrado recientemente su utilidad como una herramienta útil de teletrabajo, dado que permite planificar o revisar planes, incluso con limitaciones en el hardware doméstico o la conexión de red.

Debe mencionarse que gran parte del desarrollo se realizó en un entorno de pruebas completamente independiente del sistema clínico suministrado por *Varian* y conocido como *TBox*. También conviene resaltar que el acceder a *Aria*, ya sea desde dentro con un *plugin* o desde fuera con un programa *stand-alone*, no implica que se puedan alterar datos esenciales. Por ejemplo, no está permitido borrar planes de tratamiento, ni siquiera los creados durante la ejecución de la aplicación. Por último, es necesario indicar que *Varian*, en sus manuales, anima al uso de *scripts* para automatizar tareas, o incluso para desarrollar algoritmos complejos de cálculo u optimización.

Los autores se ofrecen a compartir el código fuente con los desarrolladores que estén interesados.

## Bibliografía

1. T. Landberg, J. Chavaudra, J. Dobbs, J. -P. Gerard, G. Hanks, J. -C. Horiot, K. -A. Johansson, T. Möller, J. Purdy, N. Suntharalingam, H. Svensson. Report 62, Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements, Volume 0s32, Issue 1, 1 November 1999, Page NP, <https://doi.org/10.1093/jicru/os32.1.Report62>
2. Nutting C., Dearnaley DP., Webb S. Intensity modulated radiation therapy: a clinical review. Br J Radiol 2000; 73: 459–69, <https://doi.org/10.1259/bjr.73.869.10884741>
3. 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, <https://doi.org/10.1259/bjr.20190270>
4. Teoh M, Clark CH, Wood K, Whitaker S, and Nisbet A. Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. Br J Radiol 2011; 84: <https://doi.org/10.1259/bjr/22373346>
5. Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. Med Phys 2008;35:310–7.
6. Daliang Cao et al. A generalized inverse planning tool for volumetric-modulated arc therapy. Phys. Med. Biol. 2009; 54, 21. doi:10.1088/0031-9155/54/21/018
7. Infusino E., Clinical utility of RapidArc™ radiotherapy technology. Cancer Manag Res. 2015; 7: 345–356. doi: 10.2147/CMAR.S72775
8. Jurado-Bruggeman D., Hernández V., Sáez J., Navarro D., Pino F., Martínez T., Alayrach M., Ailleres N., Melero A., Jornet N., Multi-centre audit of VMAT planning and pre-treatment verification, Radiotherapy and Oncology, Volume 124, Issue 2, 2017, Pages 302-310, <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2017.05.019>.
9. Hussein M, Heijmen BJM, Verellen D, Nisbet A. Automation in intensity modulated radiotherapy treatment planning—a

- review of recent innovations. *Br J Radiol* 2018; 91, <https://doi.org/10.1259/bjr.20180270>
10. Tol JP., Delaney AR., Dahele M., Slotman BJ, Verbakel W., Evaluation of a Knowledge-Based Planning Solution for Head and Neck Cancer, *IJROBP* Vol 91, Issue 3, 2015, Pages 612-620, <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2014.11.014>.
  11. Kubo K., Monzen H., Ishii K., Tamura M., Kawamorita K., Sumida I., Mizuno H., Nishimura Y., Dosimetric comparison of RapidPlan and manually optimized plans in volumetric modulated arc therapy for prostate cancer, *Physica Medica*, Vol 44, 2017, Pages 199-204, <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.06.026>.
  12. Cilla, S., Ianiro, A., Romano, C. et al. Template-based automation of treatment planning in advanced radiotherapy: a comprehensive dosimetric and clinical evaluation. *Sci Rep* 10, 423 (2020). <https://doi.org/10.1038/s41598-019-56966-y>
  13. P. Xia, E. Murray, 3D treatment planning system—Pinnacle system, *Medical Dosimetry* 43 (2018) 118–128
  14. Kierkels, R. G. J., Visser, R. & Bijl, H. P. Multicriteria optimization enables less experienced planners to efficiently produce high quality treatment plans in head and neck cancer radiotherapy. *Radiat Oncol.* 87(10) (2015).
  15. Buschmann, M. et al. Advanced optimization methods for whole pelvic and local prostate external beam therapy. *Phys. Med.* 32, 465–73 (2016).
  16. Della Gala, G., Dirkx, M.L.P., Hoekstra, N. et al. Fully automated VMAT treatment planning for advanced-stage NSCLC patients. *Strahlenther Onkol* 193, 402–409 (2017). <https://doi.org/10.1007/s00066-017-1121-1>
  17. Voet P., Dirkx M., Breedveld S., Fransen D., Levendag P., Heijmen B., Toward Fully Automated Multicriterial Plan Generation: A Prospective Clinical Study, *IJROBP*, Vol 85, Issue 3, 2013, Pages 866-872, <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2012.04.015>.
  18. J. Pyyry & W. Keranen (Eds.). *Varian APIs, a handbook for programming in the Varian oncology software ecosystem*. First edition v.0.9.0, July 2018, <https://varianapis.github.io>
  19. Levenshtein, V. I. Binary Codes Capable of Correcting Deletions, Insertions and Reversals. *Soviet Physics Doklady* (1966), Vol. 10, p.707
  20. Jim P. Tol, Max Dahele, Jarkko Peltola, Janne Nord, Ben J. Slotman, Wilko FAR Verbakel. Automatic interactive optimization for volumetric modulated arc therapy planning. *Radiation Oncology* (2015) 10:75. doi: <https://doi.org/10.1186/s13014-015-0388-6>.
  21. Vanetti E, Nicolini G, Nord J, Peltola J, Clivio A, Fogliata A, et al. On the role of the optimization algorithm of RapidArc(®) volumetric modulated arc therapy on plan quality and efficiency. *Med Phys.* 2011;38:5844–56. <https://doi.org/10.1118/1.3641866>.
  22. Hernandez V, Hansen CR, Widesott L, Bäck A, Canters R, Fusella M, Götstedt J, Jurado-Bruggeman D, Mukumoto N, Kaplan LP, Koniarová I, Piotrowski T, Placidi L, Vaniqui A, Jornet N. What is plan quality in radiotherapy? The importance of evaluating dose metrics, complexity, and robustness of treatment plans. *Radiother Oncol.* 2020 Dec;153:26-33. doi: [10.1016/j.radonc.2020.09.038](https://doi.org/10.1016/j.radonc.2020.09.038).

# Análisis de un protocolo de radioterapia guiada por imagen con marcadores fiduciales en radioterapia prostática hipofraccionada

## Analysis of an Image-Guided Radiation Therapy protocol with fiducial markers in hypofractionated prostate radiotherapy

Roser Fayos-Solá Capilla, Pablo Castro Tejero, Almudena Zapatero Laborda, David Hernández González, María Roch González, Alberto Viñals Muñoz, Paloma Botella Faus

Hospital Universitario La Princesa, Madrid.

Fecha de Recepción: 09/07/2022 - Fecha de Aceptación: 05/02/2023

El objetivo principal de este trabajo es el evaluar la validez de un protocolo de radioterapia guiada por imagen (IGRT) implementado en casos de cáncer de próstata con implantación de marcadores fiduciales, así como caracterizar la magnitud de los desplazamientos intrafracción durante las cinco primeras sesiones de un grupo de 32 pacientes tratados a lo largo de un año.

Dos semanas antes de la simulación se le implanta al paciente un mínimo de 3 marcadores fiduciales de oro intraprostáticos. Durante el tratamiento, con el uso combinado del sistema *Auto Beam Hold* (ABH) y la adquisición de imágenes pareadas kV-MV, se analiza el correcto posicionamiento tanto de la zona a tratar como del paciente.

De los resultados obtenidos, encontramos que ciertos pacientes acumulan la mayor parte de las interrupciones, lo que apunta a aquéllos que tendrían problemas en el posicionamiento desde el inicio y nos permite valorar la ampliación del seguimiento en determinados casos. Los resultados de los desplazamientos indican que todos los casos requieren correcciones menores de 5 mm.

El uso de protocolos de radioterapia guiada por imagen (IGRT) en casos de anatomías variables, representa una mejora en el correcto posicionamiento del paciente y, por consiguiente, en la administración del tratamiento.

**Palabras clave:** Radioterapia guiada por imagen, cáncer de próstata hipofraccionado, marcadores fiduciales, desplazamiento intrafracción.

The main objective of this work is to evaluate the validity of the Image-Guided Radiation Therapy (IGRT) protocol implemented in cases of prostate cancer with implantation of fiducial markers, as well as to determine the magnitude of intrafractional displacements during the first five sessions of a group of 32 patients treated throughout one year.

Two weeks prior to the CT acquisition, the patient is implanted with a set of minimum 3 intraprostatic gold fiducial markers. During the treatment, with the combined use of the *Auto Beam Hold* (ABH) system and the acquisition of paired kV-MV images, we can assess the correct positioning of both: the area to be treated, and the patient.

From the results obtained, we found that certain patients accumulate most of the beam interruptions, which indicate us which ones had problems in the positioning from the beginning, and allows us to evaluate the possible extension of the monitoring in certain cases. The results of the displacements indicate that corrections lower than 5 mm are required in all cases.

The use of the Image-Guided Radiation Therapy (IGRT) protocols in cases of variable anatomies represents an improvement in the correct positioning of the patient and, consequently in the treatment administration.

**Key words:** Image-Guided Radiation Therapy, hypofractionation for prostate cancer, fiducial markers, intrafraction movement.

\*Correspondencia: rfscapilla@gmail.com

<https://doi.org/10.37004/sefm/2023.24.1.003>

## Introducción

El cáncer de próstata es el segundo tipo de cáncer con mayor número de incidencia en varones a nivel mundial, suponiendo en 2018 un 13.5% del total.<sup>1-2</sup> La incidencia por países es altamente variable, posiblemente influenciada por dos hechos: en primer lugar, la incidencia de cáncer de próstata aumenta con la edad,<sup>3</sup> de modo que en países con más esperanza de vida es más probable su aparición, y en segundo lugar la detección mediante el análisis del PSA se realiza a tasas distintas según el país.<sup>4</sup>

La radioterapia externa es, junto con la cirugía, una de las modalidades de tratamiento curativo de cáncer de próstata.<sup>5</sup> Debido a las características radiobiológicas que presenta, el uso de tratamientos hipofraccionados supone un aumento del control bioquímico y local.<sup>6</sup> Los tratamientos hipofraccionados se basan en la administración de dosis superiores a 2 Gy por sesión en el tumor en un menor número de sesiones, lo cual implica la necesidad de un mayor control en la localización de la dosis administrada en el tratamiento, teniendo en cuenta que el aumento de dosis por sesión conlleva cierto incremento en el tiempo de tratamiento. Es importante remarcar que la anatomía involucrada en el cáncer de próstata es muy susceptible de sufrir alteraciones rápidamente ocasionando que la deposición de la dosis no sea la adecuada,<sup>7-8</sup> pudiendo generar complicaciones en los órganos colindantes.

Los avances en las técnicas de radioterapia de intensidad modulada (IMRT-VMAT) junto con la radioterapia guiada por imagen (IGRT), entre los que podemos distinguir tanto los que utilizan sistemas basados en radiación (*radiation-based*) y como sistemas no basados en radiación (*non radiation-based*),<sup>9</sup> han hecho posible obtener distribuciones de dosis muy conformadas, siendo a día de hoy el estándar en los tratamientos de cáncer de próstata;<sup>9</sup> además permite el uso de dosis elevadas con toxicidad aceptablemente baja en la zona genitourinaria y/o rectal.<sup>10-11</sup>

La mejora e implantación de estas técnicas han permitido reducir los márgenes del *planning target volume* (PTV), con la consecuente optimización en la dosis en los órganos de riesgo como el recto o la vejiga.<sup>12</sup> Pero esta reducción de los márgenes se traduce en una necesidad de controlar en mayor medida los movimientos tumorales inter e intrafracción.

El objetivo del presente trabajo es establecer los parámetros más adecuados para la realización de seguimiento en tiempo real de marcadores fiduciales con semillas de oro mediante imágenes de kV para tratamientos hipofraccionados de cáncer de próstata con radioterapia externa. Para ello, se analizarán las interrupciones ocurridas en máquina a partir de un determinado umbral ocasionadas por movimientos

intrafracción, así como su relación con los márgenes de tratamiento y la posibilidad de reducirlos.

## Material y métodos

Para el desarrollo de este estudio se ha realizado un seguimiento a 32 pacientes consecutivos tratados entre diciembre de 2019 y diciembre de 2020 en un acelerador TrueBeam de Varian v2.7 que incluye la herramienta/licencia/prestación de imagen avanzada (Advanced IGRT & Motion Package, Varian Medical Systems®, Palo Alto, CA). Este *software* permite adquirir imágenes planares de kV antes y durante el tratamiento por medio del sistema de imagen *On Board Imaging* (OBI) y de MV antes del tratamiento con el dispositivo de imagen electrónica portal (*Electronic Portal Imaging Device*, EPID). Se puede programar la adquisición automática periódica de imágenes kV durante el tratamiento considerando el intervalo de Unidades Monitor (UM), tiempo, ángulo del cabezal, o el patrón respiratorio.<sup>13-14</sup> Conjuntamente a esta funcionalidad se ha utilizado la herramienta de *Auto Beam Hold* (ABH), que permite detectar en dichas imágenes la posición de marcadores fiduciales y detener el haz de forma automática en caso de desplazamientos, respecto a la imágenes 2D obtenidas del TC de planificación, que excedan del valor de tolerancia. Dichos valores se establecen en función del diámetro de un círculo centrado en cada semilla en el TC de planificación (aunque se sobreentiende, no se ha dicho explícitamente que es la referencia). De esta manera, podemos estimar los movimientos intrafracción y reducir el efecto de los mismos en la administración del tratamiento.<sup>14</sup> La identificación de los marcadores y establecimiento de las tolerancias se efectúan en la primera sesión en la sala de control del acelerador, pudiendo obtenerse las distintas situaciones ilustradas en la fig. 1: el círculo verde indica que el marcador está dentro de tolerancias, amarillo que no ha sido detectado, y rojo que está fuera de tolerancias. El sistema también nos permite establecer las condiciones de interrupción del haz de radiación, dependiendo del número de marcadores y de distintas situaciones de los marcadores en cada imagen. Está establecido que en caso de tener un círculo en rojo el haz pare inmediatamente, en el caso de círculo amarillo parará tras dos detecciones en este color consecutivas.

Dos semanas antes de la fase de simulación, se implantan tres marcadores o semillas de oro mediante guiado por ultrasonidos, cuyas dimensiones son 5 mm de longitud y 1.2 mm de diámetro. Una se coloca en el ápex, S1, y las otras dos, S2 y S3, a cada lado de la base de la próstata, procurando que no coincidan en los mismos planos axiales, coronales o sagitales, para evitar así el solapamiento de las proyecciones de las semillas en las imágenes correspondientes a orienta-

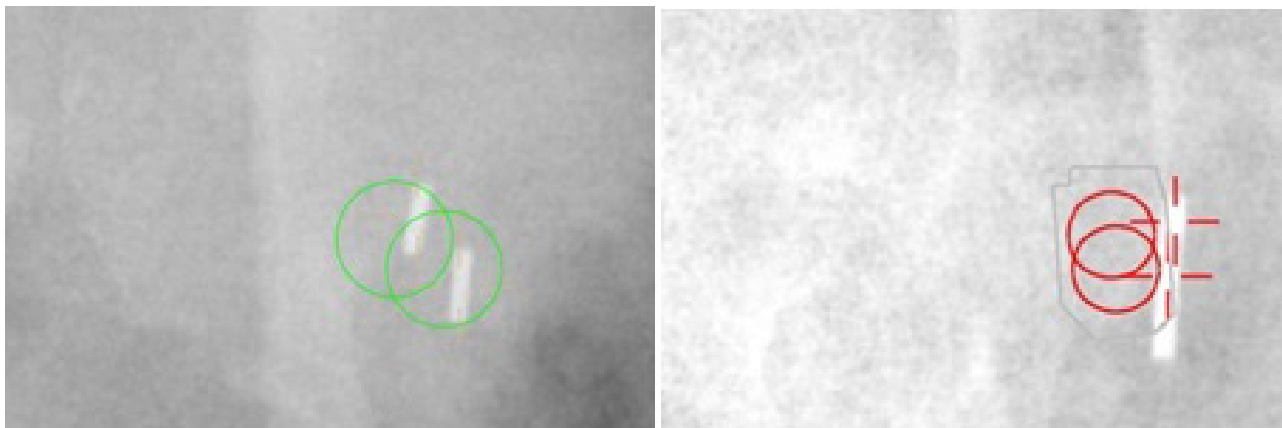


Fig. 1. Ejemplo del sistema de colores del ABH.

ciones laterales.<sup>15</sup> En caso de que las posiciones de éstas no fueran las adecuadas para controlar la posición de la próstata, se podrían implantar hasta cinco semillas. Esta operación se realiza unos diez días antes del inicio normal del flujo de trabajo para dar tiempo a los marcadores a fijarse en la zona prostática y a que desaparezca la inflamación y deformación resultante. Una vez transcurrido este tiempo, se efectúa el TC de planificación con el paciente en posición supina e inmovilizador de piernas con un equipo Toshiba Aquilion LB (Canon Medical Systems, Japón), eligiendo una resolución de corte de 2 mm. En este punto del proceso, al igual que durante el propio tratamiento, al paciente se le han dado instrucciones para cumplir con unas condiciones de llenado adecuadas de vejiga y recto.<sup>10-11</sup> Para ello, los pacientes beben medio litro de agua media hora antes para el control de la vejiga, y deben mantener el recto vacío (diámetro  $\leq 3$  cm en la línea media de la próstata).

Dentro de los tres días posteriores a la realización del TC de simulación, se adquieren tres secuencias de imágenes de resonancia magnética (RM) con un equipo GE 1.5T Signa Infinity (General Electric Healthcare, UK) en las mismas condiciones de posición y llenado de vejiga y recto.<sup>15</sup> Las secuencias T2w y difusión se emplean para la delimitación de la próstata, a las que se añade una secuencia de eco gradiente T2 para la identificación de los marcadores (como ausencia de señal) y el posterior registro con el estudio TC. Durante la etapa de contorno, la próstata se definirá mediante su visualización en el TC y la resonancia magnética de perfusión (RMP), y el CTV incluirá la próstata y vesículas seminales (VVSS) según el riesgo de enfermedad microscópica. Para obtener el PTV se aplica al CTV un margen de 0.5 cm en sentido posterior, hacia el recto, y de 0.8 cm en el resto de direcciones. En cuanto a los órganos críticos, se delimitan vejiga, recto sigma y cabezas femorales.

Para el estudio seguimos el protocolo de tratamiento con un esquema de fraccionamiento moderado en el que se administrarán 67.5 Gy en próstata y VVSS + 69 Gy en próstata en 25 fracciones (2.7 - 2.76 Gy/día). Todos los tratamientos se calcularon/realizaron con el sistema de planificación Eclipse v15.6 de Varian (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA), utilizando la técnica VMAT con dos arcos completos coplanares y haz de fotones de 6 MV con filtro aplanador (WFF).

Se han tratado un total de 32 pacientes con el fraccionamiento antes descrito, a quienes durante el tratamiento y las cinco primeras sesiones se les hizo un seguimiento a los marcadores. En primer lugar, se alinea al paciente en la unidad de tratamiento utilizando como referencia los tatuajes hechos en la fase de simulación. Se realiza una adquisición CBCT de posicionamiento para comprobar el estado del recto, de las vesículas seminales y del llenado de la vejiga con respecto al TC de referencia, además de para efectuar un primer registro a marcadores. En el caso de que el equipo detecte un desplazamiento mayor de 1 cm o 2° en cualquier eje, se reposicionará al paciente y se repetirá el CBCT. En caso contrario, se aplican los desplazamientos y se adquiere un par de imágenes ortogonales kV-MV para un segundo registro basado en marcadores con el fin de asegurar una buena imagen de referencia (que permita distinguir los marcadores) en el seguimiento o *tracking*. Si el registro realizado en base a marcadores detecta un desplazamiento mayor a 3 mm en cualquier eje, se repite el CBCT y se reposiciona al paciente, en caso contrario se aplican los desplazamientos y comienza el tratamiento. Para los primeros 9 pacientes se estableció adquirir una imagen de kV cada 20 segundos con un umbral de interrupción del haz de 5 mm de diámetro a los marcadores (grupo 1), mientras que para los 23 pacientes posteriores se adquirió imagen cada 60° con un umbral de 8 mm de diámetro (grupo 2). En ambos

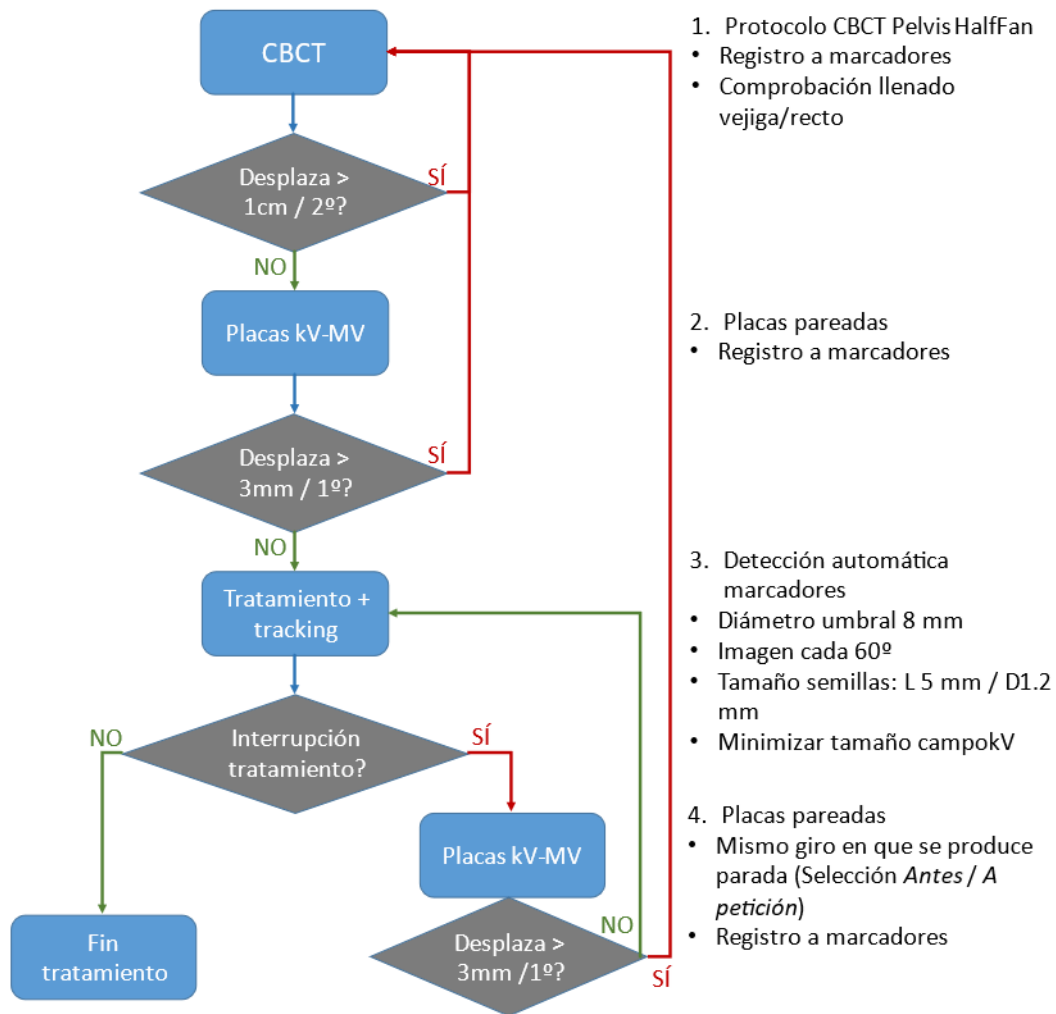


Fig. 2. Diagrama de flujo del protocolo.

casos, el umbral especificado en términos del radio, 2.5 mm para el primer caso y 4 mm para el segundo caso, se sitúa por debajo del margen más comprometido aplicado al PTV, 5 mm en sentido posterior. En caso de interrupción del tratamiento por encontrarse las semillas fuera de tolerancia, se adquiere en la misma angulación en la que se ha producido la interrupción, un par de placas ortogonales de kV-MV tras unos segundos para descartar un movimiento repentino e involuntario de la zona prostática que, por lo general, vuelve a su posición de referencia por sí sola. Si el desplazamiento detectado mediante imágenes pareadas excede de 3 mm en cualquier eje, se debe reposicionar al paciente volviendo al CBCT inicial para hacer un registro 6D. Durante todo el procedimiento está presente el médico especialista en oncología radioterápica para supervisar el registro de imágenes y la toma de decisiones. En la fig. 2 podemos observar el diagrama de decisiones que se tomarían en el caso del protocolo actual.

Se analizaron las interrupciones del haz registradas, considerando tanto el conjunto de todas las sesiones estudiadas como la casuística por paciente, distinguiendo en ambos casos según el protocolo y tolerancia aplicado (grupo 1 y 2), teniendo también en cuenta interrupciones entre arcos (2 por sesión).

Se clasificaron las interrupciones en seis tipos de eventos:

1. No se detectaron todas las semillas en alguna imagen, sin repercusión.
2. No se interrumpió el tratamiento, pero se realizaron múltiples desplazamientos de mesa en el registro a marcadores inicial obtenido con CBCT.
3. Se interrumpió el tratamiento y aplicaron los desplazamientos obtenidos a partir de las imágenes pareadas.
4. Se interrumpió el tratamiento y se adquirieron imágenes pareadas tras unos segundos, pudiendo continuar sin aplicar desplazamientos.



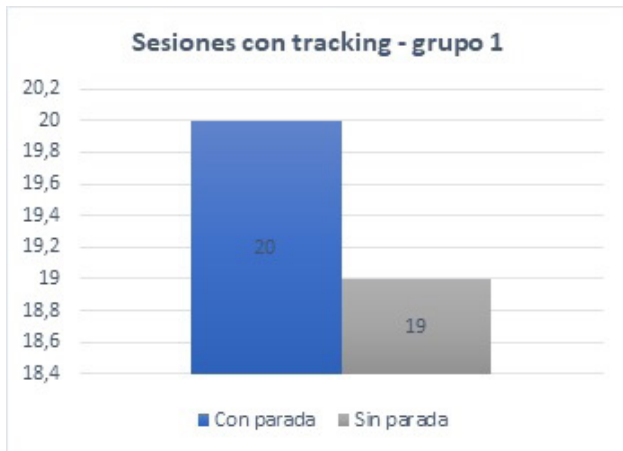


Fig. 3. Paradas en los tratamientos por sesión del grupo 1.

5. Se interrumpió el tratamiento y se adquirieron imágenes pareadas sin aplicar desplazamientos.
6. Se interrumpió el tratamiento y se reposicionó al paciente mediante CBCT.

Finalmente, se estudiaron los desplazamientos llevados a cabo en los pacientes del evento tipo 3, distinguiendo a su vez entre seis tipos de correcciones: LAT (izquierda-derecha), AP (anterior-posterior), CC (cráneo-caudal), *pitch* (cabeceo), *roll* (rotación) y *yaw* (balanceo).

## Resultados

### Interrupciones por sesión o por paciente

Por motivos ajenos al tratamiento, en siete sesiones del grupo 1 y cinco del grupo 2, no pudo realizarse el seguimiento de los marcadores.

Las gráficas fig. 3 y fig. 5 representan la distribución de interrupciones por sesiones para los grupos 1 y 2, respectivamente. En el grupo 1 se detectó que, de un total de 38 sesiones con tracking, en 20 de ellas (53%) el haz se interrumpió, mientras que para el grupo 2 el haz se interrumpió únicamente en 26 sesiones de un total de 109 (24%).

Respecto al análisis de interrupciones por paciente, las gráficas fig. 4 y fig. 6 (grupo 1 y 2 respectivamente), muestran que hubo al menos una interrupción en cualquiera de las cinco primeras sesiones (en uno o ambos arcos), observándose que en el grupo 1, 6 de los 9 pacientes sufrieron más de una interrupción, y sólo uno de ellos tuvo una única interrupción. En el grupo 2, de 23 pacientes, 6 sufrieron más de una interrupción, y 5 sólo una. Del total de sesiones con eventos, dos del grupo 1 y siete del grupo 2 sufrieron interrupciones en ambos arcos.

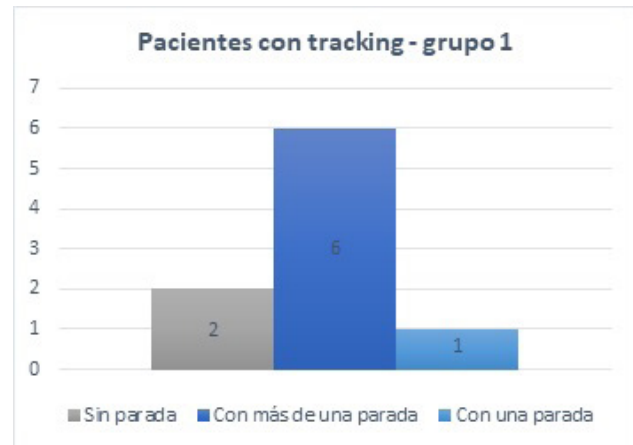


Fig. 4. Paradas en los tratamientos por paciente del grupo 1.



Fig. 5. Paradas en los tratamientos por sesión del grupo 2.



Fig. 6. Paradas en los tratamientos por paciente del grupo 2.

### Evaluación de las interrupciones

No se ha tenido en cuenta el tipo de evento sucedido en el grupo 1, debido a la cantidad de interrupciones desestimables que sucedieron.



Fig. 7. Eventos del grupo 2.

La fig. 7 ilustra la distribución de los sucesos del grupo 2. La mitad de los eventos han sido interrupciones que, tras la evaluación del registro de las imágenes pareadas por parte del oncólogo radioterápico, se aceptaron, y el tratamiento continuó con normalidad (5). Los eventos que no tuvieron interrupciones, pero sí múltiples desplazamientos iniciales para situar correctamente al paciente (2), constituyen un cuarto del total. El 12% tuvieron interrupciones con desplazamiento (3), el 8% se vieron interrumpidos y se adquirieron imágenes pareadas pero sin necesidad de aplicar los desplazamiento (debido a cambios anatómicos momentáneos, sobre todo del recto (4) y en el 6% hubo pérdida de la detección de semillas (entendiendo que la semilla no migró ni se perdió) sin repercusión en cuanto a interrupción del tratamiento (1). En ningún caso hizo falta reposicionar al paciente (6), ni efectuar desplazamientos varias veces en el mismo arco.

### Análisis de los desplazamiento

Se registraron seis pacientes/casos del evento tipo 3, cuyos desplazamientos se resumen en la tabla 1, incluyendo la media y la desviación estándar de cada eje, siendo los rangos de las correcciones: LAT (−0,3; 0,3) cm, AP (−0,4; 0,2) cm y CC (−0,1; 0,4) cm. Se observan los mayores desplazamientos en CC, seguidos de AP y LAT, mientras que los valores para las rotaciones son similares.

Se puede observar que los máximos movimientos intrafracción ocurren en la dirección cráneo-caudal,

que puede ser provocado por el llenado progresivo de la vejiga durante el tratamiento.

### Discusión

El doble propósito de este trabajo incluye, por un lado, el de establecer un procedimiento de imagen adecuado para los tratamientos de cáncer de próstata hipofraccionados con seguimiento de marcadores fiduciales en función del margen de tratamiento, y por otro, identificar posibles problemas y comprensión del comportamiento de los pacientes en este tipo de tratamientos, teniendo en mente la futura implementación de tratamientos con fraccionamientos más severos.

En cuanto al uso del sistema *Auto Beam Hold*, este nos permite interrumpir el haz de forma automática en el momento en que los marcadores fiduciales implantados en el paciente se desplacen por encima de unas tolerancias. Este movimiento nos indicaría, por ejemplo, que se ha podido producir un cambio en la anatomía de la zona o que el paciente no está correctamente posicionado. Incluso teniendo en cuenta la dosis adicional que reciba el paciente por las imágenes complementarias y el tiempo extra del paciente en máquina, el ABH junto con la técnica de tracking, representa una mejora significativa en este tipo de tratamientos, ya que las correcciones de posicionamiento intrafracción permitiría a la larga reducir los márgenes del PTV, con la consecuente disminución de dosis en órganos sanos colindantes.

Tras los resultados obtenidos con los 9 primeros pacientes, se decidió actualizar el procedimiento de adquisición de imagen. Inicialmente la adquisición estaba programada cada 20 segundos, y tenía una tolerancia umbral de 5 mm de diámetro (radio 2.5 mm), muy por debajo del margen más estrecho dado al PTV (5 mm). Con estos parámetros se observó que aproximadamente el 80% de los pacientes de este grupo y el 50% de sus sesiones de tratamiento sufrieron interrupciones innecesarias. Por lo tanto, se establecieron en consecuencia unos valores más adecuados tanto en la tolerancia umbral de interrupción del haz por las semillas (4 mm de radio) como en el patrón de adquisición de imagen (60°) siendo el umbral también inferior al menor margen aplicado al CTV (5 mm).

Tabla 1. Desplazamientos aplicados en los pacientes del evento tipo 3: media y desviación estándar.

	LAT (cm)	AP (cm)	CC (cm)	Pitch (*)	Roll (*)	Yaw (*)
$\mu$	0.02	−0.15	0.23	−0.01	−0.03	−0.01
$\sigma$	0.18	0.19	0.21	0.07	0.10	0.11

Como se esperaba, y en concordancia con resultados obtenidos por *Rosario et al*,<sup>12</sup> después de la actualización del protocolo, se observó una disminución apreciable del número de interrupciones. El análisis de los datos muestra que alrededor de la mitad de los pacientes que tienen interrupciones acumulan más de una, proporcionando información desde el inicio de tratamiento que permite identificar pacientes con algún problema en el posicionamiento o anatomía. Estos resultados son un indicador sobre qué pacientes requerirían de control de imagen durante el resto del tratamiento y cuáles podrían prescindir de él.

Además, tras analizar los resultados de los eventos ocurridos en el grupo 2, observamos que los que conllevaron desplazamientos en medio del tratamiento son una minoría frente al resto, y que en ningún caso hizo falta reposicionamiento del paciente. Respecto a los desplazamientos medios en los tres ejes principales, estos concuerdan con los de *Roch et al*<sup>11</sup> respecto a los movimientos prostáticos intrafracción. Las mayores correcciones aparecen en la dirección cráneo-caudal, atribuidas a llenado de la vejiga y/o recto durante el tratamiento, y en todos los casos por debajo de 5 mm. Si bien los resultados obtenidos son prometedores, debemos tener en cuenta que tan solo contamos con una muestra de seis pacientes, quedando pendiente en el futuro ampliar el estudio tanto en el número de la muestra como en el análisis de las causas de las desviaciones, lo que nos permitirá tomar una decisión en relación a la reducción de los márgenes de tratamiento. Para ello, es necesario buscar un compromiso entre la tasa de interrupción y el margen, considerando siempre la necesidad de un margen mínimo para tener en cuenta posibles deformaciones de la próstata o ligeras migraciones de las semillas.

Sobre las semillas, y aunque se ha dejado un tiempo suficiente entre su implantación y el TC de planificación y posterior tratamiento, no se ha tenido en cuenta los posibles desplazamientos que hayan podido sufrir los marcadores fiduciales en el tiempo. Sin embargo, los resultados obtenidos por *Tanji et al*<sup>16</sup> midiendo las distancias entre los centros de masas de las semillas en las sesiones respecto de la referencia el TC de simulación, concluyen que la media del movimiento de los marcadores es menor a 5 mm, siendo además para el 60% de los casos  $\leq 1$  mm y para el 80%  $\leq 2$  mm. Similares resultados obtuvieron *Pouliot et al*,<sup>17</sup> con una media de la desviaciones de 1.3 mm. Estos desplazamientos los achacan a deformaciones de la próstata debidas al llenado de la vejiga y/o recto, lo que concuerda con nuestros resultados.

En la actualidad, el flujo de trabajo se ha implementado en nuestro centro, con seguimiento mediante imágenes pareadas de las semillas para todos los pacientes durante las cinco primeras sesiones, y con opción de continuar dicho seguimiento para los pacientes que

presenten alta variación intra-fracción ( $> 2$  mm). Si bien es cierto que esta técnica implica mayor tiempo del paciente en máquina, consideramos que está justificado dada la mejora de control intrafracción. De cara al futuro, el control intrafracción basado en el seguimiento de estos marcadores internos, nos da mayor seguridad para abordar nuevos fraccionamientos y escalada de dosis que conlleven mayor control tumoral. Por ejemplo, la implantación de tratamientos de SBRT de próstata con cinco sesiones.

## Conclusiones

El empleo de técnicas de radioterapia guiada por imagen (IGRT) en tratamientos con anatomías variables, como en el caso de la próstata, permite mejorar la localización tanto del volumen de tratamiento como de los órganos de riesgo, para un mayor control en la deposición de dosis. Además, con el uso combinado de seguimiento de marcadores fiduciales y el sistema *Auto Beam Hold* (ABH) se consigue, mediante la adquisición de imágenes ortogonales kV-MV cada 60° durante el tratamiento, monitorizar el movimiento intrafracción de la próstata del paciente.

## Bibliografía

1. WHO report on cancer: setting priorities, investing wisely and providing care for all. Geneva: World Health Organization; 2020.
2. Rawla P. Epidemiology of Prostate Cancer. *World J Oncol*. 2019;10(2):63-89.
3. Quinn M, Babb P. Patterns and trends in prostate cancer incidence, survival, prevalence and mortality. Part I: international comparisons. *BJU Int*. 2002 Jul;90(2):162-73. doi: 10.1046/j.1464-410x.2002.2822.x. PMID: 12081758.
4. Noone AM, Howlader N, Krapcho M, Miller D, Brest A, Yu M, Ruhl J, Tatalovich Z, Mariotto A, Lewis DR, Chen HS, Feuer EJ, Cronin KA (eds). SEER Cancer Statistics Review, 1975-2015, National Cancer Institute. Bethesda, MD, [https://seer.cancer.gov/csr/1975\\_2015/](https://seer.cancer.gov/csr/1975_2015/), based on November 2017 SEER data submission, posted to the SEER web site, April 2018.
5. Ian Thompson, James Brantley Thrasher, et al. Guideline for the Management of Clinically Localized Prostate Cancer: 2007 Update.
6. Hanks GE, Martz KL, Diamond JJ (1988). The effect of dose on local control of prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 15:1299-1305.
7. Ghilezan MJ, Jaffray DA, Siewerdsen JH, Van Herk M, Shetty A, Sharpe MB, Zafar Jafri S, Vicini FA, Matter RC, Brabbins DS, Martinez AA. Prostate gland motion assessed with cine-magnetic resonance imaging (cine-MRI). *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2005 Jun 1;62(2):406-17. doi: 10.1016/j.ijrobp.2003.10.017. PMID: 15890582.
8. Crook JM, Raymond Y, Salhani D, Yang H, Esche B. Prostate motion during standard radiotherapy as assessed by fidu-

- cial markers. *Radiother Oncol.* 1995 Oct;37(1):35-42. doi: 10.1016/0167-8140(95)01613-I. PMID: 8539455.
9. Dang A, Kupelian PA, Cao M, Agazaryan N, Kishan AU. Image-guided radiotherapy for prostate cancer. *Transl Androl Urol.* 2018 Jun;7(3):308-320. doi: 10.21037/tau.2017.12.37. PMID: 30050792; PMCID: PMC6043755.
  10. Zapatero A, Roch M, Büchser D, Castro P, Fernández-Banda L, Pozo G, Liñán O, Martín de Vidales C, Cruz-Conde A, García-Vicente F. Reduced late urinary toxicity with high-dose intensity-modulated radiotherapy using intra-prostate fiducial markers for localized prostate cancer. *Clin Transl Oncol.* 2017 Sep;19(9):1161-1167. doi: 10.1007/s12094-017-1655-9. Epub 2017 Apr 3. PMID: 28374321.
  11. Roch M, Zapatero A, Castro P, Büchser D, Pérez L, Hernández D, Ansón C, Chevalier M, García-Vicente F. Impact of rectum and bladder anatomy in intrafractional prostate motion during hypofractionated radiation therapy. *Clin Transl Oncol.* 2019 May;21(5):607-614. doi: 10.1007/s12094-018-1960-y. Epub 2018 Oct 17. PMID: 30328558.
  12. Rosario T, van der Weide L, Admiraal M, Piet M, Slotman B, Cuijpers J. Toward planning target volume margin reduction for the prostate using intrafraction motion correction with online kV imaging and automatic detection of implanted gold seeds. *Pract Radiat Oncol.* 2018 Nov-Dec;8(6):422-428. doi: 10.1016/j.prro.2018.04.008. Epub 2018 Apr 25. PMID: 29907506.
  13. Korpics MC, Rokni M, Degnan M, Aydogan B, Liauw SL, Redler G. Utilizing the TrueBeam Advanced Imaging Package to monitor intrafraction motion with periodic kV imaging and automatic marker detection during VMAT prostate treatments. *J Appl Clin Med Phys.* 2020 Mar;21(3):184-191. doi: 10.1002/acm2.12822. Epub 2020 Jan 24. PMID: 31981305; PMCID: PMC7075383.
  14. Varian system. TrueBeam Instrucciones de uso. Junio 2018.
  15. Castro, P., Roch, M., Zapatero, A., Büchser, D., Garayoa, J., Ansón, C., Hernández, D., Huerga, C., Chevalier, M., González, S. and Pérez, L. (2018) Multicomponent Assessment of the Geometrical Uncertainty and Consequent Margins in Prostate Cancer Radiotherapy Treatment Using Fiducial Markers. *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*, 7, 503-521. doi: 10.4236/ijmpcero.2018.74043.
  16. Tanyi JA, He T, Summers PA, Mburu RG, Kato CM, Rhodes SM, Hung AY, Fuss M. Assessment of planning target volume margins for intensity-modulated radiotherapy of the prostate gland: role of daily inter- and intrafraction motion. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2010 Dec 1;78(5):1579-85. doi: 10.1016/j.ijrobp.2010.02.001. Epub 2010 May 14. PMID: 20472357.
  17. Pouliot J, Aubin M, Langen KM, et al. (Non)-migration of radiopaque markers used for on-line localization of the prostate with an electronic portal imaging device. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;56:862-866.

# Modelo de ajuste del perfil de dosis de un TC sobre un maniquí estándar de cabeza de PMMA

## A model for a CT dose profile in a standard PMMA head phantom

Francisco Rafael Lozano Martínez, Luis Carlos Martínez Gómez

Servicio de Radiofísica Hospitalaria y Protección Radiológica. Hospital Universitario 12 de Octubre (Madrid).

Fecha de Recepción: 08/08/2022 - Fecha de Aceptación: 23/11/2022

**Propósito/Objetivo:** En el presente trabajo se expone un modelo para el perfil de dosis depositada en un maniquí estándar de 16 cm de diámetro y 15 cm de longitud fabricado con "polimetil metacrilato" (PMMA) en un equipo de tomografía computarizada o TC.

**Método:** El modelo propuesto es un modelo sencillo de ajuste basado en funciones error y gaussianas, justificando en este trabajo de manera sencilla algunos de los parámetros utilizados en el mismo. Los datos utilizados para el desarrollo del modelo han sido obtenidos con un detector de estado sólido incorporado en una sonda para la medida del perfil en el eje del maniquí.

**Resultados y discusión:** hemos encontrado una buena aproximación a los datos experimentales con el modelo propuesto, además de su gran versatilidad debido a la gran variedad de mediadas experimentales utilizadas, con diferentes equipos y parámetros de adquisición, para su elaboración.

**Conclusiones:** Este modelo ajusta bien los perfiles de deposición de dosis generados sobre un maniquí de cabeza en su eje central. Puede ser considerado como base para llevar a cabo correcciones experimentales, determinaciones dosimétricas y otras consideraciones que necesiten de un modelo teórico del perfil de dosis.

**Palabras clave:** TC, modelo, perfil de dosis.

**Purpose:** This work present a model for the dose profile deposited in a standard phantom of 16 cm of diameter and 15 cm of length (manufactured with "polymethyl methacrylate" - PMMA) in a CT or computed tomography.

**Method:** The model proposed is based on error and gaussian functions, where the most of parameters used has a simple physics justification. The data used for the development of this model have been obtained with a solid state probe.

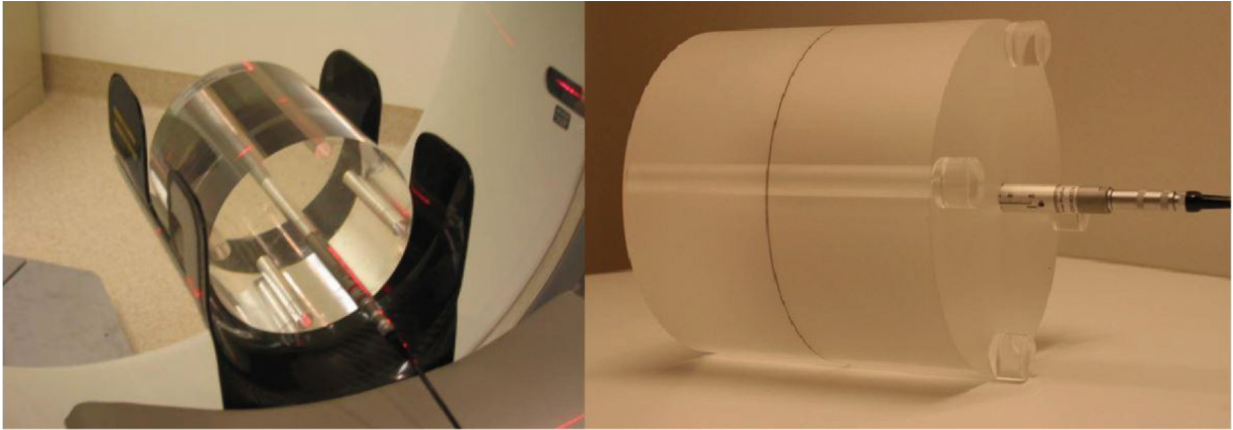
**Results and discussion:** A good approach has been found to the experimental data with the proposed model, besides being of great versatility since a great variety of experimental measures have been used, with different equipment and acquisition parameters.

**Conclusions:** Our model adjust very well the deposition profiles of doses on a head phantom in its central axis. It can be considered as a basis for carrying out experimental corrections, dosimetric determinations and other considerations that require a theoretical dose profile model.

**Key words:** TC, model, dose profile.

\*Correspondencia: fr.lozano1984@gmail.com

<https://doi.org/10.37004/sefm/2023.24.1.004>



**Fig. 1.** Montaje experimental del maniquí de PMMA sobre el reposacabezas, con la sonda "CT Dose Profile" en su interior y centrado en el isocentro del TC para adquirir el perfil de deposición de tasa de dosis.

## Introducción

La importancia y utilidad de conocer el perfil de dosis de un TC (*CT Dose Profile*, en adelante referido como DP) viene derivada del hecho de que ésta es la función en que se basan las definiciones de los indicadores de dosis empleados en TC, como por ejemplo;  $CTDI_{100}$ ,  $CTDI_{\infty}$  o la eficiencias geométricas,<sup>1</sup> y es la base para la determinación de la dosis absorbida por el paciente,<sup>2</sup> además juega un papel muy importante en la calidad de imagen de los estudios tomográficos.<sup>3</sup> Por lo tanto, su determinación de la manera más fehaciente posible es algo del todo deseable y necesario.

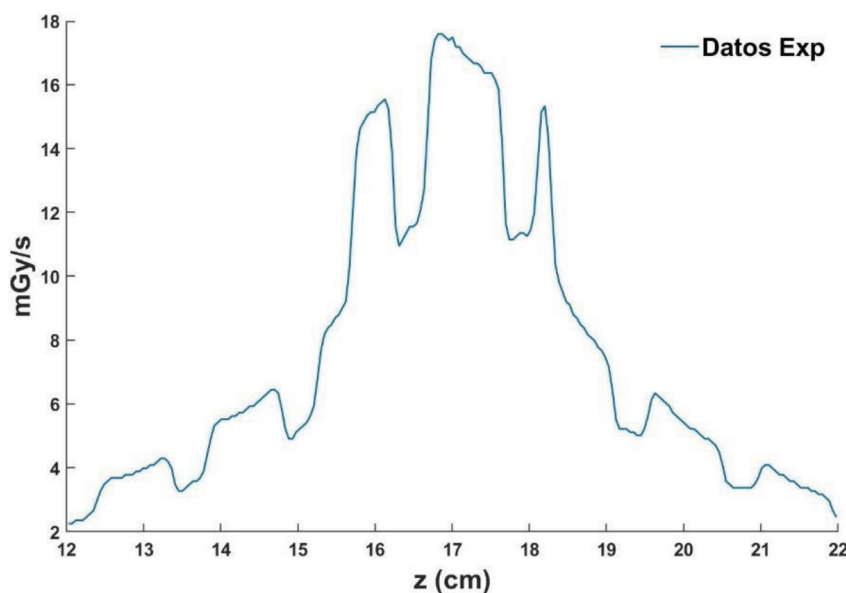
Existen muchos modelos teóricos para la forma del perfil de deposición de dosis de los equipos TC, algunos de ellos sencillos como el propuesto por Shope *et*

*al.*<sup>4</sup> basado en gaussianas y otros más complejos como los propuestos por Gagne<sup>5</sup> y por Weir,<sup>6</sup> este último utilizando funciones del espacio de "Banach". Este trabajo presenta un modelo analítico de ajuste para el perfil de deposición de dosis que contiene 7 parámetros libres con significado físico directo, siendo validado mediante medidas experimentales.

## Material y método

### Definición del DP y ejemplo

La forma del DP observada experimentalmente (fig. 2), se encuentra dividida en dos zonas claramente diferenciadas; la zona de las colas donde la mayor



**Fig. 2.** Perfil de datos experimentales obtenidos con la sonda TC Dose Profiler de deposición de tasa de dosis a lo largo del eje cabeza pies ( $z$ ) del TC (Philips Brilliance 16). Pitch = 0.6 y con NT = 2.4 cm.



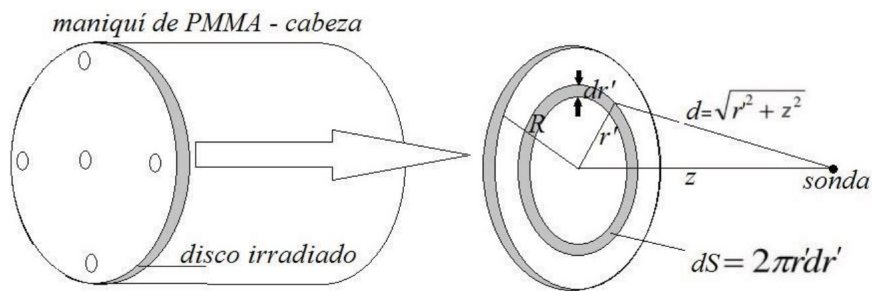


Fig. 3. Geometría para el cálculo de la contribución de la radiación dispersa originada en el maniquí de PMMA.

contribución es debida a la radiación dispersa<sup>4-6</sup> y la zona central o zona del pico donde la forma es debida a la forma del haz de radiación moldeada por la filtración del equipo.<sup>4-6</sup>

Hemos considerado que la parte de la cola (contribución dispersa  $(D(mGy))_{cola}$ ) varía de forma proporcional al inverso del cuadrado de la distancia entre la sección del maniquí irradiado por el haz y la sonda  $(D(mGy))_{cola} \propto \frac{1}{r'^2}$ . Por lo tanto, la parte de dispersa que colecta la sonda, al no incidir directamente el haz de radiación sobre ella, se puede aproximar como la dispersa producida por un disco de espesor infinitesimal y radio el del maniquí (fig. 3).

Por lo tanto, resolviendo la siguiente integral tendríamos la contribución debida a la radiación dispersa:

$$\dot{D}\left(\frac{mGy}{s}\right)_{cola} = A_1 \int_0^R \frac{1}{d^2} dS \tag{1}$$

Debemos considerar otro efecto, la atenuación de esta componente dispersa a lo largo del propio material del maniquí antes de ser colectada por la sonda, ya que la distancia recorrida  $d = \sqrt{r'^2 + z^2}$ , se hace a través del propio maniquí, de modo que la fracción de dispersa recibida por la sonda debido al disco infinitesimal se atenúa por un factor exponencial dependiente de la propia distancia recorrida y del coeficiente de atenuación efectivo para la energía del haz disperso, así que la integral (1) resulta modificada y toma la forma siguiente:

$$\dot{D}\left(\frac{mGy}{s}\right)_{cola} = A_1 \int_0^R \frac{e^{-\mu d}}{d^2} dS \tag{2}$$

La integral (2) no tiene solución analítica, por lo que se ha resuelto sacando fuera de la integral el término exponencial y proponiendo para este una solución con una distancia radial promedio de  $R/2$ . De esta manera, la solución aproximada a la ecuación (2) puede reescribirse como (anexo la):

$$\dot{D}\left(\frac{mGy}{s}\right)_{cola} = A_1 e^{-\mu \sqrt{z^2 + \frac{R^2}{4}}} \ln\left(1 + \frac{R^2}{z^2}\right) \tag{3}$$

Para la parte central  $(\dot{D}(\frac{mGy}{s})_{pico})$ , hemos optado por dos funciones error<sup>5</sup> moduladas en su parte central por una parábola a modo de función de modulación, que dará cuenta de la atenuación en forma de abanico que sufre el haz debido a su divergencia (fig. 4). Así pues, proponemos para la zona central una función de la forma:

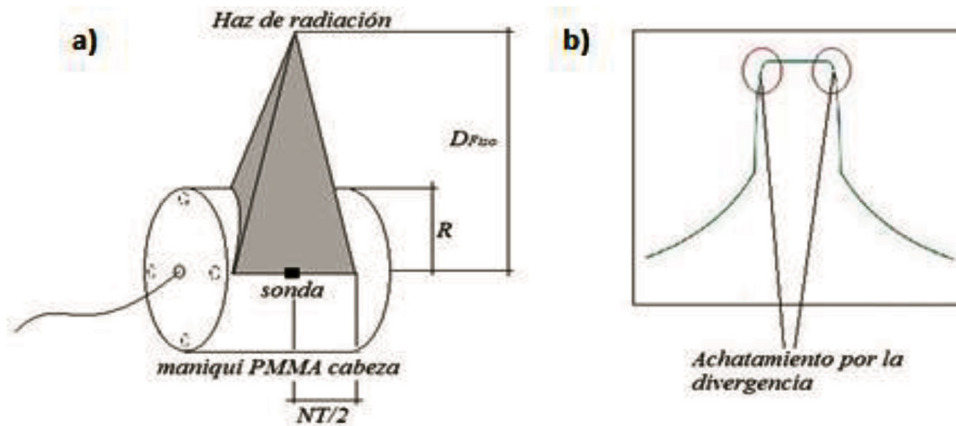
$$\begin{aligned} \dot{D}\left(\frac{mGy}{s}\right)_{pico} &= f_{err}(z)_p Mod(z) \\ &= A_2 erf\left(\frac{z-a}{\sigma}\right) (1 - Bz^2) \end{aligned} \tag{4}$$

Esta ecuación va precedida de una constante de proporcionalidad  $A_2$ , al igual que la expresión (3). Finalmente, el modelo propuesto completo queda de la siguiente forma:

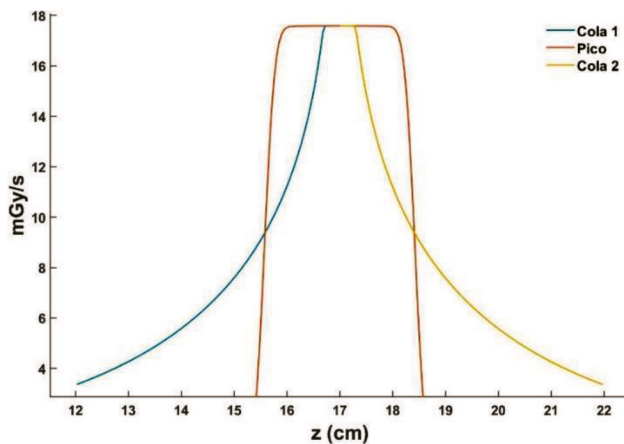
$$\dot{D}\left(\frac{mGy}{s}\right) = \begin{cases} A_1 e^{-\mu \sqrt{z^2 + \frac{R^2}{4}}} \ln\left(1 + \frac{R^2}{z^2}\right) & z \leq -l \\ A_2 erf\left(\frac{z-a}{\sigma}\right) (1 - Bz^2) & -l < z \leq 0 \\ A_2 \left(1 - erf\left(\frac{z-a}{\sigma}\right)\right) (1 - Bz^2) & 0 \leq z < l \\ A_1 e^{-\mu \sqrt{z^2 + \frac{R^2}{4}}} \ln\left(1 + \frac{R^2}{z^2}\right) & z \geq l \end{cases} \tag{5}$$

Este modelo tiene varios parámetros:  $A_{1,2}$  Parámetro libre de ajuste;  $R$  Radio del maniquí, establecido en 8 cm;  $\mu$  Coeficiente de atenuación lineal efectivo;  $\sigma$  Pendiente de los flancos del pico;  $B$  "Achatamiento" del perfil;  $a$  Punto de inflexión de la función error;  $l$  Punto de unión de las colas con la parte del pico.

En la fig. 5 podemos ver la representación gráfica del modelo (5).



**Fig. 4.** a) Esquema geométrico de la divergencia del haz mostrando la diferencia de camino y por tanto de atenuación entre las distintas partes del haz (dirección cabeza-pies). b) Efecto de "achatación" del perfil en sus extremos debido a esta atenuación diferencial de la sección del perfil.



**Fig. 5.** Representación del modelo (5) con sus tres partes diferenciadas; las dos colas debidas, fundamentalmente, a la dispersa y la parte central o pico.

## Determinación de los parámetros del modelo

El modelo propuesto consta de diferentes parámetros de los cuales algunos se han argumentado con una base física sencilla y otros son meramente parámetros libres para el ajuste. A continuación, se describe cada uno de estos parámetros y como han sido determinados.

### Coefficiente de atenuación lineal efectivo $\mu$

El coeficiente de atenuación sabemos que es una función de la energía y del número atómico del material, pero esto complica mucho el modelo, por lo tanto, hemos optado por utilizar el coeficiente de atenuación

efectivo o lo que es lo mismo, considerar el haz como un haz con una energía efectiva y asociada a esta un coeficiente de atenuación efectivo. Para la determinación del coeficiente de atenuación efectivo, se debe de tener en cuenta que cada equipo tiene un espectro diferente, por lo que la energía efectiva será diferente, y así su coeficiente de atenuación lineal efectivo.

Para simplificar esta cuestión, hemos supuesto que  $CTDI \propto D \propto e^{-\mu d}$  y utilizando la relación entre el  $CTDI$  periférico ( $CTDI_p$ ) y el  $CTDI$  central ( $CTDI_c$ ) como  $\frac{CTDI_p}{CTDI_c} = k$ , descrita por Choirul *et al.*,<sup>8</sup> hemos llegado a la siguiente expresión, en una primera aproximación, para el coeficiente de atenuación efectivo según el equipo utilizado:

$$\mu = \frac{\ln(k)}{d_c - d_p} \quad (6)$$

En esta expresión hemos utilizado que  $d_c - d_p$  para el maniquí de PMMA de cabeza es de 7 cm (fig. 6). Los factores  $k$  que hemos utilizados están reflejados en la tabla 1.

### Punto de inflexión de la función error $a$ y los puntos de unión de las colas con la parte del pico $l$

Estos parámetros han sido determinados mediante un proceso iterativo de ajuste y realimentación (fig. 7).

Dicho proceso ha consistido en un primer ajuste de estos parámetros de manera manual para todos los perfiles, determinado así los valores ( $a, l$ ) iniciales correspondientes a cada perfil (determinados con un ajuste lineal). A continuación, se han agrupado realizando el promedio para cada valor diferente del ancho de colimación del haz (NT).

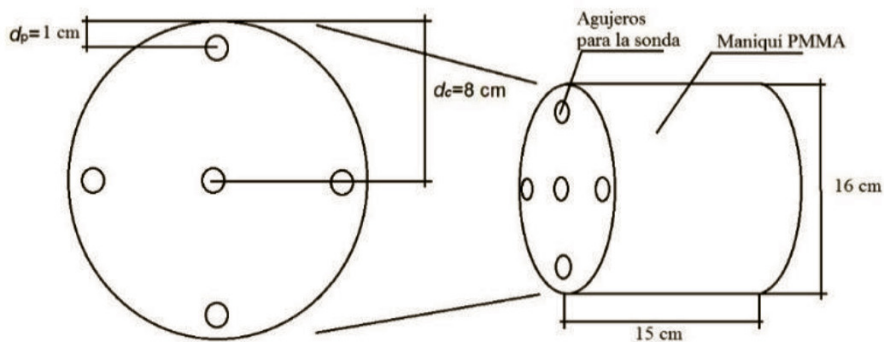


Fig. 6. Geometría del maniquí estándar de cabeza de PMMA.

Tabla 1. Equipos TC utilizados para la medida de los perfiles experimentales de deposición de tasa de dosis, alias correspondiente y relación entre  $CTDI_c$  y  $CTDI_p$  para el maniquí de cabeza.

Alias	Fabricante	Modelo	$k_{\text{cabeza}}$
TM015	Philips Medical Systems	Brilliance16	1.06
TM016	Philips Medical Systems	Brilliance10	1.06
TM017	Philips Medical Systems	Brilliance16	1.06
TM018	Philips Medical Systems	Brilliance64	1.06
TM022	GE Medical Systems	BrightSpeed 16	1.05
TM023	Siemens	SENSATION 16	1.07
TM024	Siemens	SENSATION 16	1.07
TM027	Philips Medical Systems	BRILLIANCE 16	1.06
TM030	GE Medical Systems	REVOLUTION EVO	1.05

Posteriormente, se ha realizado un ajuste de la tendencia de  $l$  y  $a$  en función de NT. Utilizando esta tendencia se ha determinado un conjunto de parámetros  $(a, l)_{\text{predichos}}$  para cada perfil. A continuación, se

han comparado los parámetros  $(a, l)_{\text{iniciales}}$  y  $(a, l)_{\text{predichos}}$  para cada perfil. Si la diferencia encontrada para todos los perfiles es inferior al 1%, en promedio, se termina el proceso. En caso contrario, se usa el conjunto de

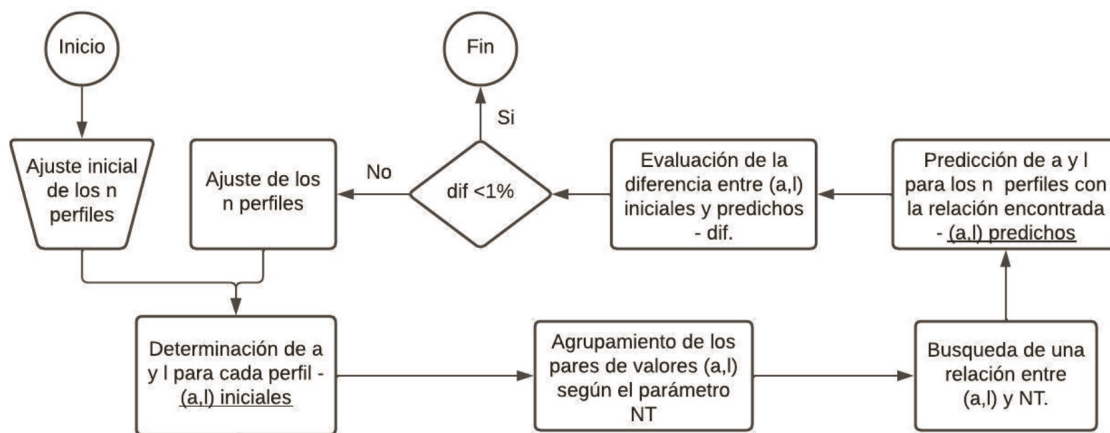


Fig. 7. Diagrama de flujo del proceso iterativo de ajuste seguido para la determinación de los parámetros  $a$  y  $l$  de cada perfil.

parámetros  $(a, l)_{\text{predichos}}$  como parámetros de entrada del proceso, y se repite el ciclo. De dicho proceso hemos obtenido unas relaciones entre  $(l, a)$  y el parámetro NT.

### Pendiente de los flancos del pico $\sigma$

Este parámetro se ha dejado como un parámetro libre y se ha ido ajustando según las necesidades de cada perfil.

### Parámetro B

Este parámetro controla el achatamiento del perfil en sus extremos más alejados del eje central. Este achatamiento es debido a la diferencia de atenuación que sufren los rayos del haz según pasen por el eje o por el extremo más alejado a este. Esta atenuación es debida a dos fenómenos: el primero, es la diferencia de camino recorrido por el haz en aire hasta la superficie del maniquí ( $At_{\text{aire}}$ ) y el otro hace referencia a la atenuación a lo largo del recorrido experimentado dentro del propio maniquí ( $At_{\text{maniquí}}$ ) (fig. 4).

Esta circunstancia se ve reflejada en la siguiente expresión (anexo Ib):

$$At = \left( \frac{1}{1 + \left( \frac{NT}{2D_{\text{Fiso}}} \right)^2} \right)^2 e^{-\mu R \left( \sqrt{1 + \frac{NT^2}{4DF_{\text{iso}}^2}} - 1 \right)} \quad (7)$$

De la cual se obtiene una expresión para B, relacionada con la atenuación total (anexo Ic):

$$B = \frac{1 - \alpha At}{\left( \frac{NT}{2} \right)^2} \quad (8)$$

donde  $\alpha = \frac{f_{\text{err}}(z)}{f_{\text{err}}\left(z + \frac{NT}{2}\right)}$  (anexo Ic).

El ajuste de los parámetros “libres” restantes (A1,2) utilizados, los hemos determinado de manera semi-manual, ya que al tratarse de un ajuste envolvente no hay un método analítico para predecirlos.

### Validación del modelo y comparación con los datos experimentales

Para la validación del modelo, hemos utilizado DP's medidos en los equipos indicados en la tabla 1. Se ha empleado un detector de estado sólido de lectura en

tiempo real, TC *dose profiler Probe de RTI Electronics* (Gothenburg, Suecia).<sup>\*</sup> El sensor de la sonda tiene un tamaño de 250  $\mu\text{m}$ , siendo capaz de recolectar hasta 2000 valores de dosis por segundo, con lo cual la resolución (temporal y espacial) es adecuada<sup>9</sup>. La sonda ha sido colocada a lo largo del eje central (fig. 1) de un maniquí estándar de cabeza de PMMA.<sup>7</sup>

La obtención de estos DP's se ha llevado a cabo con diferentes parámetros de adquisición, en particular, el ancho del haz NT y el *pitch*, el valor del kilovoltaje y la carga (mAs) ha sido el mismo para todos, 120 kVp y 100 mAs. Los perfiles han sido obtenidos sobre el reposacabezas del equipo TC (fig. 1) por presentar este una menor absorción que la mesa. La medida ha sido llevada a cabo sobre este aditamento debido a la imposibilidad de suspender el maniquí en el aire por falta de un soporte.

Debido a la configuración experimental, la absorción del soporte (reposacabezas o mesa) se ve reflejada en la forma del DP, haciendo que aparezca un perfil “dentado” (fig. 2). Esta forma del perfil es inherente a la medida, ya que al tratarse de un detector “puntual”, el valor de tasa recogida depende de la orientación del tubo en cada momento, y este se puede encontrar en su trayectoria con el soporte del maniquí (mesa o reposacabezas), haciendo que aparezca una zona de “absorción” en el perfil. Estas zonas “dentadas” no aparecerían en caso de haber utilizado un dispositivo integrador, como por ejemplo una película radiocrómica.

No obstante, el modelo obtenido sigue teniendo validez ya que proporciona una envolvente del perfil (modelo envolvente) (fig. 5), sin tener en cuenta estos picos de absorción ocasionados por el soporte y la técnica de medida.

Se ha elaborado un software usando *MATLAB (The Math Works, Inc. Versión 2020a.)* (anexo-II) para el ajuste de los parámetros de cada uno de los perfiles, utilizando los datos experimentales.

## Resultados

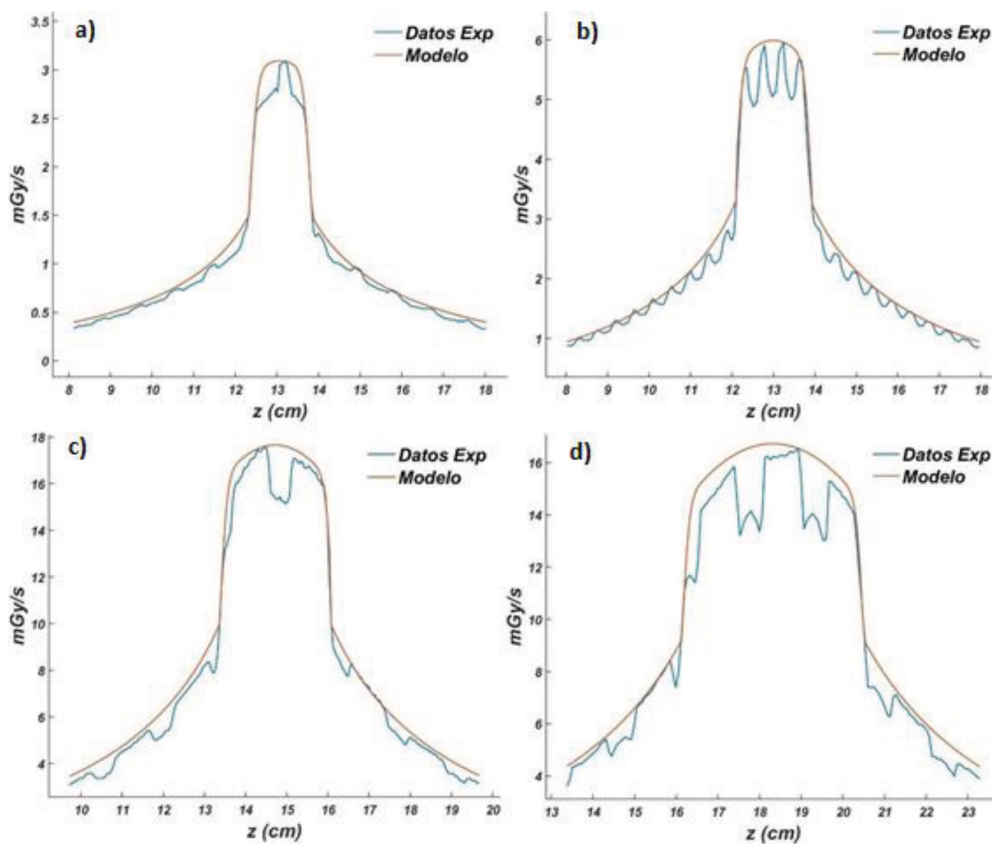
Aplicando el modelo anteriormente descrito al conjunto de datos mencionados, hemos encontrado los siguientes resultados resumidos en las siguientes tablas y gráficas.

Debido al gran volumen de datos utilizados para el desarrollo del modelo, únicamente vamos a presentar los valores específicos para los equipos mostrados en la tabla 1, correspondientes a valores diferentes de NT y *pitch*, con el fin de mostrar la versatilidad del modelo.

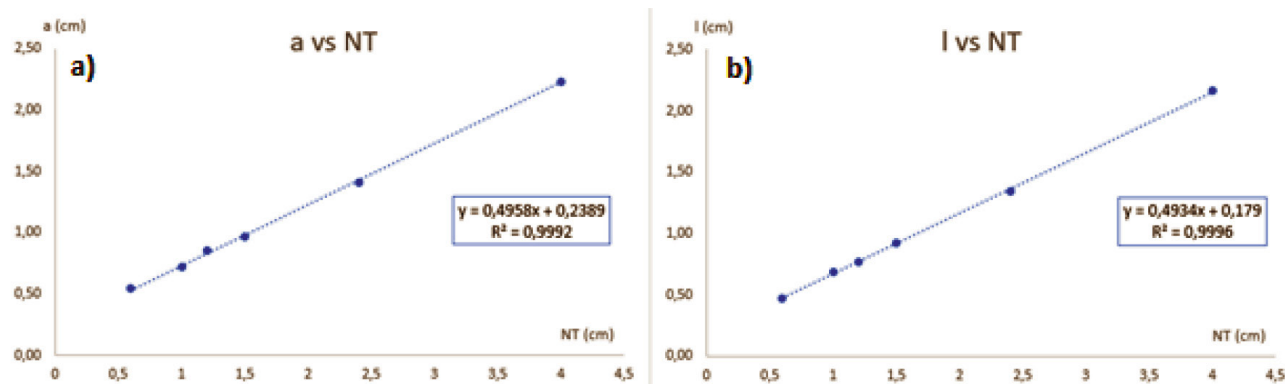
<sup>\*</sup> RTI Electronics. CT Dose Profiler User's manual – Version 6.2A. RTI Electronics AB, Sweden 2014.

**Tabla 2.** Parámetros del modelo (5) para diferentes adquisiciones en diferentes equipos.  $R = 8 \text{ cm}$  y  $\sigma = 0.22$ .

Equipo	NT (cm)	pitch	$A_1$	$A_2$	$\mu \text{ (cm}^{-1}\text{)}$	B
TM027	0.6	0.667	0.65	7.25	8.3E-03	5.648E-04
TM022	1.0	0.938	0.72	6.56	7.0E-03	5.632E-04
TM027	1.2	0.438	0.93	7.93	8.3E-03	5.647E-04
TM027	1.2	0.563	1.27	10.33	8.3E-03	5.647E-04
TM023	1.2	0.600	1.50	12.63	9.7E-03	5.662E-04
TM020	1.2	0.750	0.36	3.35	9.7E-03	5.662E-04
TM016	1.5	0.300	0.79	5.96	8.3E-03	5.647E-04
TM016	1.5	0.700	1.82	13.78	8.3E-03	5.647E-04
TM016	1.5	0.900	2.33	17.25	8.3E-03	5.647E-04
TM015	2.4	0.313	1.64	10.04	8.3E-03	5.645E-04
TM024	2.4	0.600	2.95	17.49	9.7E-03	5.660E-04
TM030	2.4	0.625	2.49	16.34	7.0E-03	5.630E-04
TM018	4.0	0.392	3.59	16.58	8.3E-03	5.639E-04
TM018	4.0	0.671	6.21	27.93	8.3E-03	5.639E-04



**Fig. 8.** Representación de los datos experimentales junto con el modelo propuesto para diversos equipos y técnicas de adquisición. a) TM020 con NT = 1.2 cm y pitch = 0.75. b) TM016 con NT = 1.5 cm y pitch = 0.3. c) TM024 con NT = 2.4 cm y pitch = 0.6. d) TM018 con NT = 4 cm y pitch = 0.392.



**Fig. 9.** Representación de los parámetros  $a$  (a) y  $l$  (b), respectivamente en función de NT, así como su línea de tendencia.

En la tabla 2, tenemos los resultados de los parámetros del modelo (5) así como los valores de  $pitch$  y NT con los que han sido obtenidos los datos experimentales. Se muestra un abanico de anchos de haz (NT) y valor del  $pitch$  suficientemente amplio para mostrar cómo trabaja el modelo bajo diferentes condiciones de adquisición. En la fig. 8 podemos ver como se ajusta el modelo envolvente con los datos experimentales para cuatro casos de los expuestos en la tabla 2.

En la fig. 9 podemos ver la tendencia encontrada para  $a$  y  $l$  con NT, obtenidos en el último ciclo del ajuste iterativo (fig. 7), la cual ha quedado implementada en el software desarrollado.

Finalmente, se observó que la pendiente de los flancos del pico  $\sigma$ , asumida inicialmente como parámetro libre para cada perfil, manifestaba una tendencia convergente, independiente del equipo y de la configuración, por lo que se decidió hacer un promedio con los valores de  $\sigma$  de la última iteración (fig. 7), encontrando un valor igual a 0.22.

## Discusión

Es necesario particularizar que, si bien la determinación de los parámetros del modelo ( $R$  y  $\mu$ ) se ha tratado de justificar en todo momento, en el software desarrollado se deja la libertad de poder variarlos o incluso, realizar una predicción automática de los mismos.

El modelo es una aproximación de gran versatilidad para el ajuste de la forma del DP, ya que en algunos casos podría considerarse más parabólica,<sup>10</sup> al igual que la contribución de radiación dispersa puede ser manipulada convenientemente. Además, el desarrollo del software permite analizar de forma rápida y sencilla los valores experimentales de los DP's.

Las relaciones encontradas entre los parámetros ( $a_i$ ,  $l_i$ ) y NT, predicen de una manera muy aproximada el valor de los mismos, tal y como se desprende de su dependencia lineal (fig. 9), si bien es cierto que, una vez realizada una primera predicción de dichos parámetros para cada perfil, hay un ajuste "fino" susceptible de ser llevado a cabo. La variación en la forma final del modelo, una vez realizado este ajuste, no difiere de manera sensible de la predicha sin realizar dicho ajuste fino, por lo que la bondad de la predicción de las relaciones mostradas en la fig. 9 puede considerarse suficiente.

## Conclusiones

Este modelo se ajusta satisfactoriamente a los resultados experimentales y es capaz de predecir la forma del perfil de deposición de tasa dosis (DP). La variedad de perfiles y equipos utilizados para su desarrollo muestra la amplia validez del modelo.

Este modelo puede ser utilizado como base para la determinación de otros parámetros dosimétricos, como la dosis a paciente e incluso para la corrección de medidas experimentales del propio indicador introducidas en el propio proceso de medida, como pueden ser la atenuación de la mesa de equipo CT.

## Bibliografía

1. McCollough C, et al. "The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT". AAPM Task Group. 2008 Jan; 23(23):1-28.
2. Andersson Jonas, et al. "Estimating Patient Organ Dose with Computed Tomography: A Review of Present Methodology and Required DICOM Information: A Joint Report of AAPM Task Group 246 and the European Federation of Organizations for Medical Physics (EFOMP)." (2019).



3. F.R. Verdun, et al. "Image quality in CT: From physical measurement to model observers" *Physica Medica*, Volume 31, Issue 8, 2015, 823-843.
4. Shope TB, Gagne RM, Johnson GC. "A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography". *Med Phys.* 1981 Jul-Aug; 8(4):488-95.
5. Gagne R M. "Geometrical aspects of computed tomography: sensitivity profile and exposure profile". *Med Phys.* 1989 Jan-Feb; 16(1):29-37.
6. Weir, Victor J. "A model of TC dose profiles in banach space; with applications to TC dosimetry." *Physics in Medicine & Biology* 61.13 (2016): 5020.
7. International Electrotechnical Commission (IEC). Medical Electrical Equipment. Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. IEC publication No. 60601-2- 4. Ed. 2.1: International Electrotechnical Commission (IEC) Central Office: Geneva, Switzerland, 2002.
8. Choirul Anam, et al. "Comparison of central, peripheral, and weighted size-specific dose in TC." *Journal of X-ray Science and Technology* 28.4 (2020): 695-708.
9. Choirul Anam, et al. "Scatter index measurement using a CT dose profiler". *Journal of Medical Physics and Biophysics*, Vol. 4, No.1, August 2017.
10. Zhang D, et al. "Variability of surface and center position radiation dose in MDCT: Monte Carlo simulations using CTDI and anthropomorphic phantoms". *Med Phys.* 2009 Mar; 36(3):1025-38.

## Anexo I - Cálculos

### a. Obtención de la expresión (3)

Para la resolución de la integral (2):

$$\dot{D} \left( \frac{mGy}{s} \right)_{cola} = A_1 \int_0^R \frac{e^{-\mu d}}{d^2} dS \quad (9)$$

Como ya comentamos esta integral no tiene una solución analítica, por tanto, se ha optado por una solución parcial, en la cual hemos sacado el término exponencial de la misma y se ha utilizado para este una distancia radial a la sonda promedio de  $R/2$  (la mitad del radio del maniquí), por tanto y según la fig. 4 nos queda la siguiente expresión:

$$\begin{aligned} \dot{D} \left( \frac{mGy}{s} \right)_{cola} &= A_1 e^{-\mu \sqrt{z^2 + \frac{R^2}{4}}} \int_0^R \frac{1}{d^2} dr' \\ &= A_1 e^{-\mu \sqrt{z^2 + \frac{R^2}{4}}} I \end{aligned} \quad (10)$$

Por tanto, nos queda resolver la integral  $I$ . Para resolver esta integral debemos tener en cuenta como se puede ver en la fig.4 que el  $dS = 2\pi r' dr'$  y sustituyendo esto en  $I$ , nos queda:

$$I = \int_0^R \frac{2\pi r'}{d^2} dr' \quad (11)$$

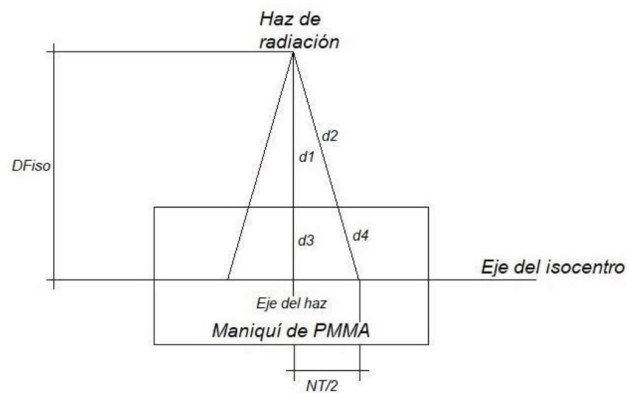
Y como se desprende también de la fig. 4,  $d = \sqrt{r'^2 + z^2}$  por tanto:

$$\begin{aligned} I &= \int_0^R \frac{2\pi r'}{r'^2 + z^2} dr' = \pi \int_0^R \frac{2r'}{r'^2 + z^2} dr' \\ &= \pi \ln (r'^2 + z^2) \Big|_0^R = \pi \ln \left[ 1 + \frac{R^2}{z^2} \right] \end{aligned} \quad (12)$$

Finalmente sustituyendo  $I$  en la expresión de  $\dot{D} \left( \frac{mGy}{s} \right)_{cola}$  llegamos a la expresión (3).

### b. Obtención de la expresión (7)

La expresión (7) consta de dos partes, vamos a empezar con la debida al aire  $At_{aire}$ . Si nos fijamos en la fig. 10, veremos que hay una diferencia de distancia entre los rayos que llegan al centro del maniquí y los que llegan al extremo, por tanto, habrá un factor de atenuación debida a esta diferencia de recorrido de camino de los rayos.



**Fig. 10.** Representación geométrica de la incidencia del haz de radiación sobre el maniquí de PMMA colocado sobre el eje del isocentro del TC.

Suponiendo que la atenuación de la radiación es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia y que el coeficiente de atenuación del aire es 0.

$$\begin{aligned} At_{aire} &= \frac{d_1^2}{d_2^2} = \frac{(D_{Fiso} - R)^2}{(D_{Fiso} - R)^2 \left( 1 + \left( \frac{NT}{2D_{Fiso}} \right)^2 \right)} \\ &= \frac{1}{1 + \left( \frac{NT}{2D_{Fiso}} \right)^2} \end{aligned} \quad (13)$$

La otra parte de la expresión (7) es debido a la diferencia de recorrido de los rayos dentro del propio maniquí ( $At_{maniquí}$ ) (fig. 10), pero en este caso no podemos considerar que el coeficiente de atenuación del medio sea cero, por tanto, debemos introducir en primera aproximación un término exponencial que tenga en cuenta este fenómeno, así:

$$At_{maniquí} = \frac{d_3^2 e^{-\mu d_4}}{d_4^2 e^{-\mu d_3}} = \frac{d_3^2}{d_4^2} e^{-\mu(d_4-d_3)} \quad (14)$$

Así volviendo a la fig. 10 y con un poco de geometría básica podemos reescribir esta expresión como:

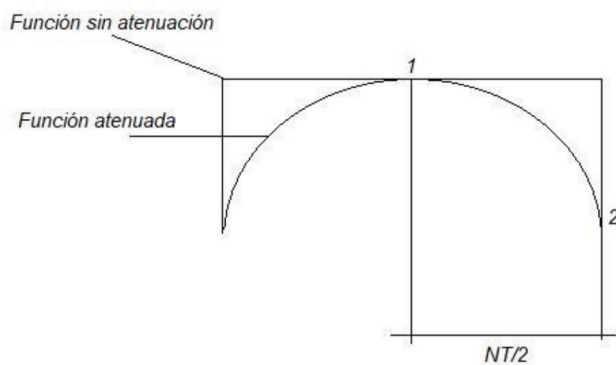
$$At_{maniquí} = \frac{1}{1 + \left(\frac{NT}{2D_{Fiso}}\right)^2} e^{-\mu R \left(\sqrt{1 + \frac{NT^2}{4D_{Fiso}^2}} - 1\right)} \quad (15)$$

Por tanto, como la atenuación es producto de ambos fenómenos, podemos escribir que la atenuación total será:

$$At = \left( \frac{1}{1 + \left(\frac{NT}{2D_{Fiso}}\right)^2} \right)^2 e^{-\mu R \left(\sqrt{1 + \frac{NT^2}{4D_{Fiso}^2}} - 1\right)} \quad (16)$$

### c. Obtención de la expresión (8)

Podemos relacionar la atenuación total  $At$  con el parámetro  $B$  de la parte del DP correspondiente al pico de la siguiente forma. La parte del pico tiene la forma mostrada en la fig. 11. En ella podemos ver el



**Fig. 11.** Efecto de la atenuación, producida por la diferencia de distancia recorrida entre los rayos del eje del haz y los del extremo del mismo sobre la parte del pico del modelo  $\dot{D}\left(\frac{mGy}{s}\right)_{pico}$ .

efecto de la función de modulación  $\text{Mod}(z)$  (5) en la parte marcada como atenuada.

Así pues, teniendo en cuenta la definición de  $\dot{D}\left(\frac{mGy}{s}\right)_{pico}$  (4) y aplicando esta a los puntos uno y dos de la fig. 11, tenemos:

$$\begin{aligned} \frac{\dot{D}_{pico}\left(z + \frac{NT}{2}\right)}{\dot{D}_{pico}(z)} &= \frac{f_{err}\left(z + \frac{NT}{2}\right) \text{Mod}\left(z + \frac{NT}{2}\right)}{f_{err}(z) \text{Mod}(z)} \\ &= \alpha^{-1} \frac{\text{Mod}\left(z + \frac{NT}{2}\right)}{\text{Mod}(z)} \end{aligned} \quad (17)$$

Donde hemos utilizado que  $\alpha = \frac{f_{err}(z)}{f_{err}\left(z + \frac{NT}{2}\right)}$ , por tanto y teniendo en cuenta que la atenuación que sufre el DP puede ser escrita como  $\frac{\dot{D}_{pico}(2)}{\dot{D}_{pico}(1)}$ , podemos escribir:

$$At = 1 - B \left(\frac{NT}{2}\right)^2 \rightarrow B = \frac{1 - \alpha At}{\left(\frac{NT}{2}\right)^2} \quad (18)$$

## Anexo II - Software desarrollado en Matlab

Para la aplicación práctica del modelaje de los DP's hemos desarrollado una herramienta aplicativa en MATLAB con el fin de hacer aún más versátil el modelado y análisis de los datos. A continuación, vamos a describir de manera breve dicha aplicación.

### Preparación de datos

En la fig. 12 podemos ver la pantalla de inicio, en ella podemos abrir un perfil exportado en formato ".txt", tras lo representará en la primera zona de dibujo de la parte derecha y deberemos introducir los datos requeridos (fabricante, pitch, NT, centro y  $k$ ) el valor de  $k$ , según el fabricante y hayamos seleccionado maniquí de cuerpo o cabeza en opciones nos completará con un valor genérico,<sup>11</sup> aunque puede ser modificado.

Una vez rellenada esta información, debemos pulsar el botón trocear para que el software nos separe las tres zonas de ajuste mencionadas en este trabajo.

### Ajuste

Ahora pasamos a la pestaña ajuste la cual aparecerá en blanco hasta que presionemos el botón pre ajuste, momento en el cual el software generará la curva envolvente y nos mostrará los parámetros calculados según lo descrito en el trabajo (fig. 13).

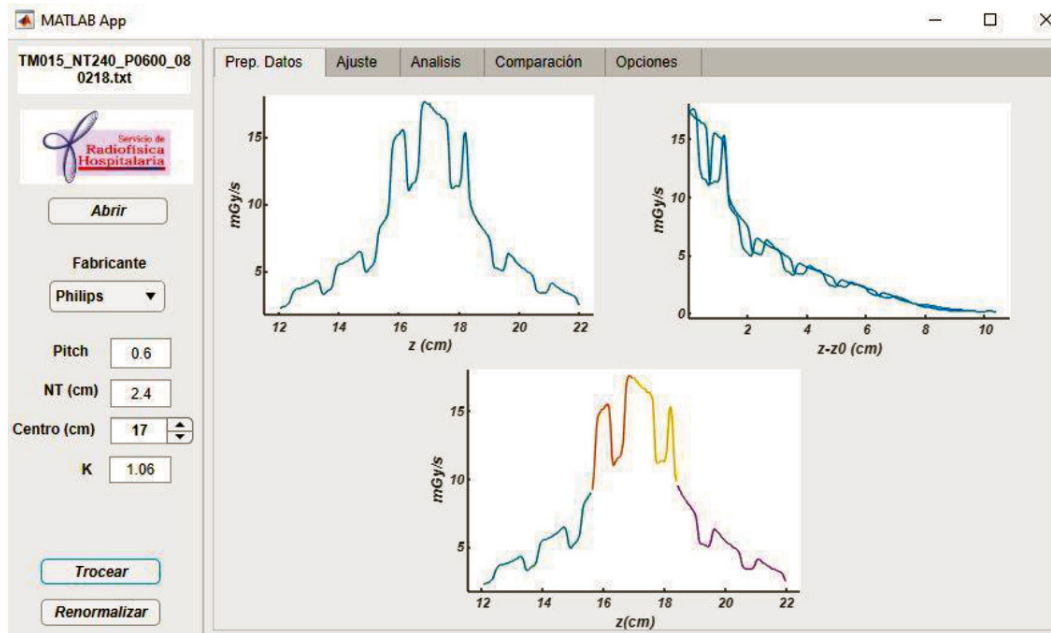


Fig. 12. Pantalla de inicio de la app de MATLAB para aplicar el modelo, zona de preparación de los datos.

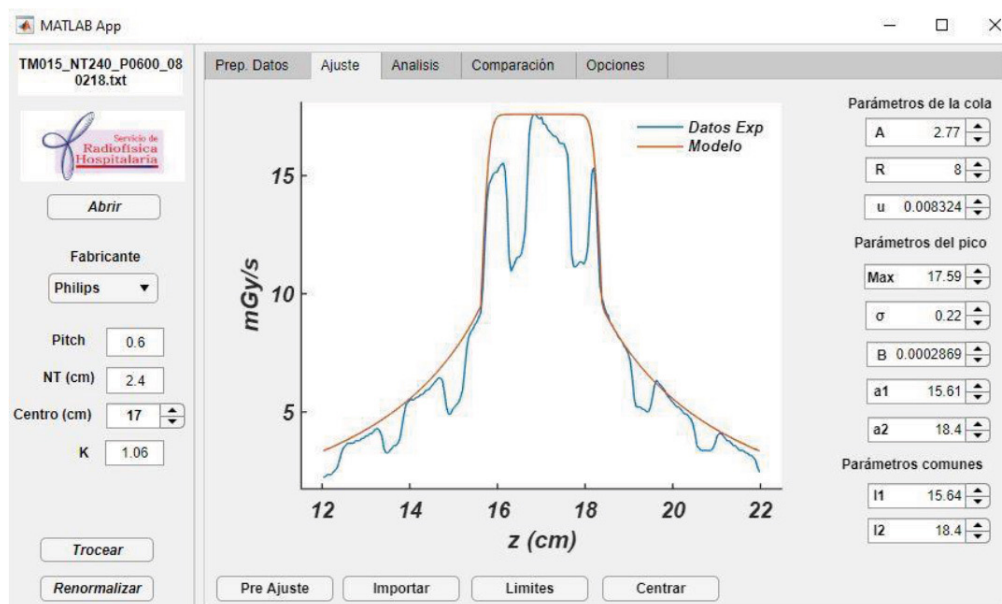


Fig. 13. Pantalla de ajuste de los datos experimentales al modelo desarrollado de la app de MATLAB para aplicar el modelo.

Aquí podemos retocar todos los parámetros que deseemos del modelo y el software irá modificando la curva en tiempo real hasta conseguir una envolvente lo más ajustada posible a los datos experimentales.

## Análisis

Una vez que hayamos conseguido una curva lo más ajustada posible a los datos experimentales pasamos a la pestaña análisis (fig. 14), en la cual tendremos los valores numéricos que arroja el análisis de los datos, tanto experimentales, como del propio modelo.

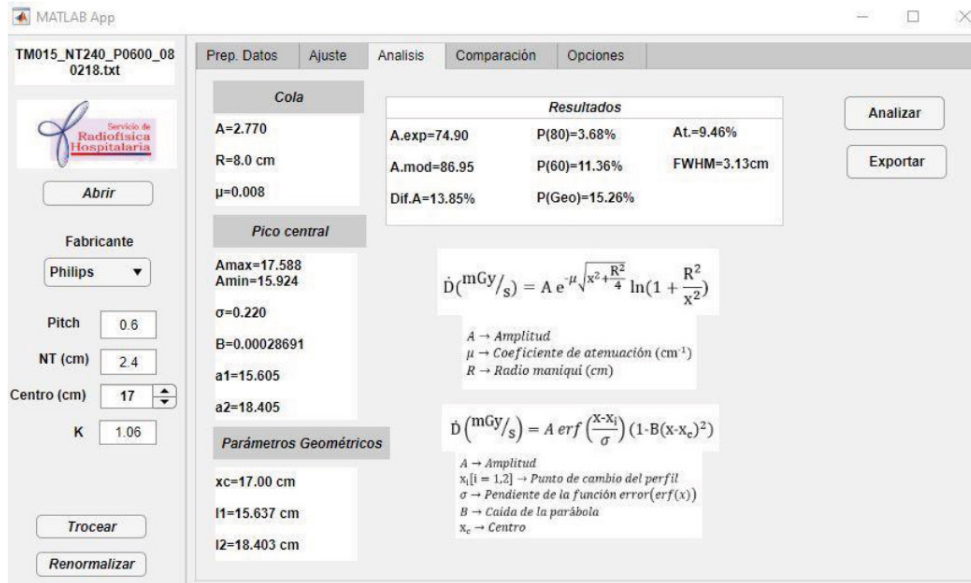


Fig. 14. Pantalla de resultados procedente del análisis del modelo y de los datos experimentales perteneciente a la app de MATLAB desarrollada en este trabajo.

Mencionar que pulsando el botón exportar nos generara un archivo “.txt” con los resultados obtenidos.

No vamos a describir más en profundidad la app, aunque su versatilidad es mucho mayor, para más información (franciscorafael.lozano@salud.madrid.org).

# Diseño y resultados de la encuesta sobre control de calidad de aceleradores lineales

## Design and results of the survey on quality control of linear accelerators

**Miguel Martínez Albaladejo<sup>1</sup>, Manuel Vilches Pacheco<sup>2</sup>, Pedro Almendral Manzano<sup>3</sup>, Eva Ambroa Rey<sup>4</sup>, Carlos Luis Ferrer Gracia<sup>5</sup>, Jaime Pérez-Alija Fernández<sup>6</sup>, Ricardo Tortosa Oliver<sup>7</sup>, Françoise Lliso Valverde<sup>8</sup>**

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica. Hospital General Universitario Santa Lucía, Cartagena.

<sup>2</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Centro Médico de Asturias, Oviedo.

<sup>3</sup> Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario de Badajoz, Badajoz.

<sup>4</sup> Unidad de Radiofísica. Consorci Sanitari de Terrassa (CST), Terrassa.

<sup>5</sup> Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario La Paz, Madrid.

<sup>6</sup> Servei de Radiofísica. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, Barcelona.

<sup>7</sup> Servicio de Radiofísica. Hospital IMED, Elche.

<sup>8</sup> Unidad de Radiofísica, Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitari i Politecnic La Fe, Valencia.

**Fecha de Recepción: 06/03/2023 - Fecha de Aceptación: 27/03/2023**

En marzo de 2021, el grupo de trabajo sobre control de calidad de aceleradores de la Sociedad Española de Física Médica remitió a los servicios y unidades de radiofísica una encuesta en línea sobre algunos aspectos relacionados con el objeto de su trabajo. La encuesta se planteó con tres objetivos: ponderar la variabilidad en los planes de control de calidad, conocer el grado de adherencia a las recomendaciones nacionales e internacionales y sintonizar los criterios del grupo de trabajo con los de los servicios y unidades de radiofísica de nuestro ámbito.

Los resultados de la encuesta muestran una gran variabilidad de criterio en todos los aspectos y pruebas y confirman la dificultad de establecer un programa de control de calidad de estos equipos que responda a criterios objetivos de priorización y sea aplicable en todas las circunstancias existentes en nuestro ámbito.

Un programa de control de calidad debería establecerse sobre un análisis objetivo de los modos de fallo que permita decidir qué pruebas incluir, establecer los recursos necesarios y optimizar su utilización. Elaborar una recomendación de validez general no es sencillo, máxime si tenemos en cuenta la variedad existente en equipos, instrumentos y técnicas terapéuticas desarrolladas.

**Palabras clave:** Radioterapia, acelerador lineal de electrones, control de calidad, encuesta nacional.

In March 2021, the Spanish Society of Medical Physics task group on quality control of accelerators sent an online survey to the medical physics services and units regarding some aspects related to the purpose of their work. The survey was created with three objectives: to weigh the variability in the quality control plans, to establish the degree of adherence to national and international recommendations and to tune the task group criteria with those of the medical physics services and units in our field.

The survey results show great variability of criteria in all aspects and tests and confirm the difficulty of establishing a quality plan for this equipment that responds to the prioritization objectives and is applicable to all the existing circumstances within our field.

A quality control program should be established based on an objective analysis of the failure modes which enables the decision of which tests to include, establishing the necessary resources and optimizing their use. The development of a recommendation generally applicable is not easy, especially if we take into account the existing variety of equipment, instruments and therapeutic techniques developed.

**Key words:** Radiotherapy, linear accelerator, quality control, national survey.

\*Correspondencia: [mvilches@sefm.es](mailto:mvilches@sefm.es)

<https://doi.org/10.37004/sefm/2023.24.1.005>

## 1. Introducción

Las novedades tecnológicas introducidas en los últimos años en los aceleradores lineales de electrones de uso clínico han motivado la actualización de las recomendaciones que sobre este asunto publicó en su día la Sociedad Española de Física Médica (SEFM).<sup>1</sup> Se sigue en esto los pasos dados en la misma dirección por otras organizaciones científicas y profesionales.<sup>2-6</sup>

El Grupo de Trabajo sobre Control de Calidad de Aceleradores Lineales de Uso Clínico (GTCCAL) de la SEFM fue creado para elaborar unas recomendaciones actualizadas sobre el contenido mínimo esencial de los programas de control de calidad en aceleradores lineales convencionales, es decir, aceleradores de electrones capaces de generar haces de fotones y electrones de energías entre 4 y 25 MeV, con montaje isocéntrico y campo de radiación extenso, con o sin mesa isocéntrica y brazo abierto o anular. Quedan excluidos los sistemas robotizados específicos para radiocirugía y los sistemas de tomoterapia.

Como viene siendo habitual en las recomendaciones sobre control de calidad (CC) de más reciente publicación en nuestro campo, la propuesta de un programa de control debe ir precedida de un análisis (preferiblemente cuantitativo y realizado en cada institución e incluso para cada equipo particular) que permita determinar qué parámetros y con qué frecuencias y tolerancias deberán incluirse en el mismo.<sup>2,6,7</sup>

De las distintas metodologías disponibles para realizar este análisis, la más utilizada en el área de la radiofísica ha sido la conocida como análisis de modos de fallo y efectos (FMEA, *Failure Mode and Effects Analysis* en inglés) que es también la que mayor implantación tiene en el mundo de la calidad industrial en el que estas técnicas se desarrollaron.

Un análisis FMEA exige cuantificar, para cada variable de control, lo que se conoce como índice de prioridad de riesgo (IPR, *Risk Priority Number* en inglés), obtenido como el producto de tres números que cuantifican, atendiendo a unas escalas definidas, los tres aspectos que caracterizan la relevancia de un modo de fallo determinado asociado a una variable de control, y que son:

1. la frecuencia de fallo ( $F$ ), relacionada con la probabilidad de que la variable supere un determinado nivel de tolerancia;
2. la consecuencia ( $C$ ), relacionada con la gravedad del efecto que dicha desviación podría provocar en la calidad o seguridad y
3. la probabilidad de no detección ( $P$ ), relacionada con la probabilidad de que dicha desviación no

sea detectada en ausencia de un control de calidad expreso para esa variable.

La elección de las escalas para cada uno de estos índices tendrá un impacto en el valor del producto  $IPR$  y será un aspecto crítico en el análisis. En general, estas escalas se construyen, para cada índice, a partir de un número limitado de categorías (habitualmente diez categorías, aunque puede ser un número menor) a las que se asignan valores numéricos enteros en una escala 1 a 10.

Se han publicado algunas experiencias en la aplicación de la metodología FMEA a aspectos o procesos concretos en el ámbito de la radioterapia,<sup>7-14</sup> no solo sobre control de calidad de aceleradores. La más importante sigue siendo la del grupo de trabajo TG100 de la AAPM, reflejada en su informe final.<sup>11</sup> Las escalas propuestas y utilizadas en este informe son posiblemente las de mayor aceptación en el ámbito de la radioterapia.

O'Daniel et al.<sup>12</sup> aplican la metodología FMEA al CC de aceleradores lineales. En su trabajo, se determinan los valores de la variable  $C$  introduciendo las desviaciones correspondientes de las variables sometidas a control según el informe TG142 de la AAPM<sup>2</sup> en planes de tratamiento de intensidad modulada de cabeza y cuello, teniendo en cuenta el número de fracciones tratadas con tal desviación. Las pruebas consideradas son: el factor de calibración del sistema monitor, la localización de los láseres, el telémetro, la coincidencia entre el campo luminoso y el de radiación, y la coincidencia entre el isocentro de radiación e isocentros de imagen para los modos kV y CBCT. Por otro lado, se asume que esas desviaciones no podrían ser detectadas sin la realización de verificaciones específicas. Por lo tanto, se adopta un valor idéntico de  $P$  igual a 10 para todas las pruebas, con lo que es ignorado en el cálculo posterior de los  $IPR$ . En cuanto a las frecuencias de fallo, se modifican levemente las escalas de  $F$  propuestas en el TG100 para reflejar el número de días analizados en este estudio (2348 días). Los resultados muestran un mayor  $IPR$  para los modos de fallo relacionados con el sistema monitor y el láser en cada frecuencia considerada.

Otro ejemplo reciente de aplicación de la metodología FMEA al CC de aceleradores lineales es el informe MPPG 8.a del TG265 de la AAPM.<sup>6</sup> El propósito de esta guía es proporcionar una lista de pruebas de verificación fundamentales que ayude al especialista en radiofísica hospitalaria a establecer y mantener un programa de calidad de forma que garantice la seguridad y eficacia de los tratamientos. Las pruebas recomendadas son elegidas en base a los resultados del análisis de riesgos y también al consenso de los miembros del comité. Finalmente, se recomienda a cada institución analizar los riesgos existentes en su



propia práctica clínica y determinar qué pruebas de verificación son en su caso más relevantes.

Teo et al.<sup>10</sup> aplican la metodología FMEA al proceso de aceptación y modelado de tres aceleradores lineales Halcyon (v.1), siguiendo los protocolos de la AAPM (TG106<sup>15</sup> y TG51,<sup>16</sup> respectivamente). Son seis los físicos médicos implicados en el estudio, usando las escalas propias del TG100 para *C*, *P* y *F*, con la salvedad de que en *C* también se tiene en cuenta el impacto en el retraso del proceso de puesta en marcha de los aceleradores, además del posible daño en el paciente. Se concluye que los modos de fallo identificados en este trabajo, junto con las medidas de control de calidad sugeridas, podrían usarse para mejorar las características de diseño de los futuros aceleradores de anillo que sean susceptibles de venir montados y configurados de fábrica, y que dependan en gran medida de la automatización y obtención de imágenes.

Bonfantini et al.<sup>13</sup> consideran cada uno de los parámetros de verificación propios del CC de sus tres aceleradores Varian como un posible modo de fallo cuando tiene lugar una desviación superior al valor de tolerancia. La determinación de *C*, *P* y *F* se realizó en base a las escalas adaptadas del TG100 y ponderando convenientemente los resultados obtenidos con dos métodos diferentes. El primero consistió en una encuesta contestada por cinco físicos médicos del departamento de acuerdo con el propio conocimiento y percepción del problema. El segundo fue un análisis semicuantitativo a través de la simulación de distintos modos de fallo en el sistema de planificación, además de hacer uso de distintos estudios reportados en la literatura y de resultados obtenidos por el análisis de datos de control de calidad en un período de tres años. Para cada uno de sus tres aceleradores lineales se ordenaron las pruebas de control de calidad de acuerdo con su frecuencia y al valor *IPR* obtenido. Los autores concluyen que la integración del denominado método semicuantitativo y los resultados de la encuesta reducen la subjetividad de la puntuación FMEA y permite optimizar los controles de calidad del acelerador teniendo en cuenta la habilidad y experiencia de los físicos médicos y del personal clínico.

Ochi et al.<sup>14</sup> proponen un índice que cuantifique el riesgo en las verificaciones del factor de calibración del sistema monitor de dosis en condiciones de referencia para sus dos aceleradores lineales, realizando un análisis FMEA en cada variable implicada en el formalismo dosimétrico. Este método añade al *IPR* convencional el número de pacientes tratados al año para cinco fraccionamientos distintos y otro factor de severidad que da cuenta de los cambios diarios del sistema monitor. Este último término se define como el error dosimétrico acumulado debido a la posible deriva de la dosis en la unidad durante el período total de tratamiento.

Dada la disparidad de criterios encontrada en el grupo de trabajo y entre las diferentes recomendaciones nacionales e internacionales publicadas, se consideró oportuno elaborar y remitir a los servicios de radiofísica una encuesta sobre el control de calidad de aceleradores, con un triple objetivo: conocer el grado de uniformidad de los planes de control de calidad entre los distintos servicios, conocer el grado de adherencia a las recomendaciones existentes y sintonizar los criterios del grupo de trabajo con los de los servicios y unidades participantes.

El objetivo de este trabajo es presentar los resultados de esta encuesta y el análisis que sobre los mismos ha realizado el grupo de trabajo, así como la comparación de los índices de riesgo obtenidos en la encuesta con las valoraciones de riesgo realizadas por el propio grupo.

## 2. Material y métodos

### 2.1. Diseño y realización de la encuesta

La encuesta elaborada no pretendía ser exhaustiva, sino simplemente dar al grupo de trabajo una orientación, una referencia con la que comparar sus propias valoraciones de riesgo y conocer el nivel de variabilidad existente en nuestro país en relación con esos criterios. Para ello, además de recabar información administrativa genérica, se consultó sobre los modos de medida, periodicidad, niveles de acción y características de riesgo (frecuencia, consecuencias y probabilidad de no detección) para diez variables de control de amplia aceptación y uso muy extendido. Se incluyó también una pregunta para que los encuestados ordenaran por prioridad otros 29 indicadores habituales.

El trabajo del grupo se centra en los aceleradores convencionales por lo que la encuesta se refirió exclusivamente a este tipo de equipos.

Cada encuesta cumplimentada debía referirse a un único equipo. Preferiblemente, este equipo debía tener entre 2 y 10 años de vida operativa y las preguntas debían responderse basándose en los datos correspondientes a los 2 últimos años. A pesar de ello, si el periodo considerado no coincidía con los dos últimos años, podía indicarse explícitamente en las respuestas. Se indicó a los encuestados que debían optar por el equipo más reciente del que se tuvieran los datos solicitados, siempre y cuando este cumpliera los requisitos anteriores.

Un mismo servicio podía responder más de una encuesta, pero cada una de estas debía referirse a un único equipo y la persona que respondiera cada una de ellas (aunque fuera la misma) debía estar identificada en cada encuesta respondida.

La longitud y contenido de la encuesta podía hacer difícil responderla en una única sesión sin haber preparado las respuestas con antelación. Por eso se remitió, junto a una guía de cumplimentación, una versión imprimible para ayudar a recopilar las respuestas antes de cumplimentar la encuesta en línea. En cualquier caso, la encuesta podía ser respondida en varias sesiones.

Con las respuestas previamente recopiladas, el tiempo estimado para cumplimentar la encuesta se estimó inferior a una hora.

Para algunos de los indicadores incluidos en la encuesta (por ejemplo: uniformidad y simetría) existe mucha variabilidad en la definición del indicador y en las condiciones de determinación: región de evaluación, profundidad de medida, etc. Si bien habría sido posible exigir la transformación de los indicadores a un mismo indicador estándar, se prefirió que cada servicio respondiera a la pregunta atendiendo a su propia definición y metodología. Cada sección, dedicada a un indicador de calidad, incluía una pregunta final en la que era posible incluir observaciones al respecto, lo que se consideró deseable y se solicitó expresamente para algunos de los diez indicadores seleccionados.

### 2.1.1. Cuestiones sobre aspectos administrativos y equipamiento

Aparte del correo electrónico de la persona que respondía la encuesta, el primer bloque de 20 preguntas de la encuesta estaba orientado a obtener información sobre los aspectos administrativos y dotación de equipamiento e incluía las siguientes preguntas:

1. Nombre del centro.
2. Tipo de centro: público, privado, otro.
3. Responde en calidad de: jefe de servicio, jefe de sección, responsable de calidad, encomienda.
4. Años de experiencia en radiofísica (incluida formación RFIR): < 5, 5-10, 10-15, 15-20, > 20.
5. ¿Realizas personalmente en la actualidad el CC del acelerador?: si, no, parcialmente.
6. Categoría profesional: residente, facultativo, jefe de sección, jefe de servicio.
7. Número de aceleradores con los que trabaja en la actualidad: campo numérico.
8. Marcas de ALE con las que ha trabajado: Elekta, Siemens, Varian, otro (indicar).
9. Marca del equipo al que corresponden las respuestas a la encuesta: Elekta, Siemens, Varian, otro (indicar).
10. Modelo del equipo al que corresponden las respuestas a la encuesta: campo texto.

11. Año de instalación del equipo al que corresponden las respuestas a la encuesta: campo fecha.
12. Periodo de tiempo al que corresponden las respuestas a la encuesta: campo texto.
13. Nº anual de pacientes tratados en este equipo: campo numérico.
14. Técnicas realizadas con este equipo (conformada 3D, IMRT, VMAT, SBRT, radiocirugía): < 5 %, 5-25 %, 25-50 %, 50-75 %, > 75 %.
15. Tiempo anual en horas dedicado a control de calidad para el equipo al que refiere la encuesta (incluidas pruebas diarias, semanales, mensuales, semestrales y anuales y sin incluir las verificaciones de tratamientos particulares): < 100, 100-200, 200-300, 300-400, 400-500, > 500.
16. Equipamiento de control de calidad disponible (cámara Farmer, cámara mini, cámara micro, diodo blindado, diodo no blindado, analizador 3D, matriz de detectores): 0, 1, 2, 3, 4, > 4.
17. Película radiocrómica: si, no.
18. Otro equipamiento de CC: campo texto.
19. ¿Qué recomendaciones sigue en la actualidad en el CC de ALE?: SEFM, AAPM, IPEM, IAEA, otro (indicar).
20. Consideras que el grado de cumplimiento en tu centro del protocolo adoptado para este equipo es (para cada grupo de pruebas, diarias, semanales, mensuales, semestrales/anuales): muy bajo, bajo, moderado, alto, muy alto.

### 2.1.2. Cuestiones sobre las variables de control más relevantes

Los bloques 2 a 11 de la encuesta se dedicaron a plantear, para las diez variables consideradas más relevantes por el grupo de trabajo, las siguientes cinco preguntas que permitieran al grupo realizar una estimación del valor *IPR* que podría asignarse a cada variable. Los intervalos se definían como cerrados por abajo y abiertos por arriba.

- ¿Cuál es la mayor frecuencia con la que mide este parámetro?
  - Respuesta por selección: Diaria, Semanal, Bisemanal, Mensual, Trimestral, Semestral, Anual.
- Para la medida de mayor frecuencia ¿qué nivel de acción (porcentaje de variación respecto al valor de referencia del indicador) se ha establecido?
  - Respuesta libre (valor numérico).
- Frecuencia de fallo (ocurrencia): Para la medida de mayor frecuencia ¿qué porcentaje de medidas resultan en una superación del nivel de acción?
  - Respuesta libre (valor numérico).

- Consecuencias (severidad): ¿Qué nivel de severidad considera que tendría una desviación de este parámetro persistente en el tiempo y de la magnitud indicada?
  - Respuesta matricial sobre opciones. Las filas corresponden a intervalos de desviación y las columnas a cinco niveles de impacto en el resultado clínico del tratamiento (sin efecto clínico, efecto clínico mínimo, efecto clínico menor, efecto clínico mayor, efecto clínico severo). Se establecieron cuatro intervalos de desviación (< 1%, 1-2%, 2-5%, > 5%) para las variables cuya desviación puede expresarse porcentualmente y cinco para aquellas que se expresan en unidades de longitud (posición del isocentro, coincidencia de isocentro de radiación y sistemas de imagen, posicionamiento del MLC, desplazamientos de mesa y alineación de láseres). Los intervalos elegidos en estas últimas, expresados en milímetros, fueron: 0-0.5, 0.5-1.0, 1.0-1.5, 1.5-2.0 y > 2.0, salvo para las dos pruebas sobre el posicionamiento del MLC, para las cuales los intervalos elegidos, también expresados en milímetros, fueron: 0-0.5, 0.5-0.75, 0.75-1.0, 1.0-1.5 y > 1.5.
- Probabilidad de NO detección: En ausencia de un programa de control de calidad del acelerador, ¿qué probabilidad de no ser detectada por otros medios considera que tendría una desviación en este parámetro y de la magnitud indicada?
  - Respuesta matricial sobre opciones. Las filas correspondían a los mismos intervalos de desviación descritos para la variable severidad y las columnas a cuatro niveles de probabilidad (muy improbable, improbable, probable, muy probable).

Además, se preguntaba también por el método de medida empleado y se añadió un campo de observaciones para cada una de las variables.

Las diez variables consideradas más relevantes por el grupo, atendiendo al criterio subjetivo de sus miembros, fueron las siguientes.

- Factor de calibración del sistema monitor (haces de fotones)
  - Para el control de calidad de la dosis absorbida por unidad de monitor se utiliza habitualmente una medida de corriente obtenida con un equipo y unas condiciones de medida prefijados. Denominamos factor de calibración al cociente de esta medida con el valor de referencia establecido para la misma, expresado como porcentaje.
- Calidad de haz (haces de fotones)
  - Está extendido el control de la constancia de la calidad (caracterización espectral) del haz mediante la razón de dos valores de ionización obtenidos a dos profundidades diferentes en un

maniquí y en unas condiciones de irradiación determinadas. Denominamos factor de calidad del haz al cociente de esta razón con el valor de referencia establecido para la misma en el estado de control, expresado como porcentaje.

- Uniformidad del haz (haces de fotones)
  - La magnitud uniformidad hace referencia a la diferencia puntual, no promediada, entre el valor máximo y mínimo de la dosis absorbida en un medio específico, para una profundidad y un tamaño de campo determinado y en cada una de las direcciones principales. Suele expresarse en unidades porcentuales, tanto su magnitud como su intervalo de variabilidad aceptable y su evaluación se limita a una región central del campo, para evitar la influencia de la penumbra radiológica.
  - Tanto la expresión utilizada como la zona de evaluación varían en las diferentes recomendaciones, por lo que se consideró deseable que se incluyera en la respuesta una aclaración, p.ej. una referencia a la norma internacional utilizada.
- Simetría del haz (haces de fotones)
  - La magnitud simetría suele hacer referencia al valor máximo de la diferencia entre valores de la dosis absorbida en posiciones opuestas de cada uno de los ejes principales, determinada en un medio específico, para una profundidad y un tamaño de campo determinados. Tanto su magnitud como su intervalo de variabilidad aceptable suelen expresarse en unidades porcentuales y su evaluación se limita a una región central del campo para evitar la influencia de la penumbra radiológica.
  - Tanto la expresión utilizada como la zona de evaluación varían en las diferentes recomendaciones, por lo que se consideró deseable que se incluyera en la respuesta una aclaración, p.ej. una referencia a la norma internacional utilizada.
- Isocentro de radiación
  - Diámetro máximo del volumen que interseca al eje de radiación en todas las orientaciones de brazo y colimador, si bien su evaluación suele realizarse en posiciones discretas. Su valor de referencia y su intervalo de variabilidad aceptable se expresan en unidades de longitud (mm).
- Coincidencia isocentro de radiación-isocentro IGRT
  - Distancia entre los isocentros de radiación y de imagen (como módulo vector). Su valor de referencia y su intervalo de variabilidad aceptable se expresan en unidades de longitud (mm).
- Exactitud/repetibilidad posicionamiento MLC (modo estático)
  - Para evaluar la exactitud del posicionamiento del MLC en campos estáticos se pueden utilizar diferentes métodos (películas, EPID, etc.) y herramientas de análisis con objeto de comparar el

- campo de radiación obtenido frente a las posiciones del MLC establecidas.
- La constancia de la exactitud del posicionamiento de las láminas se puede cuantificar mediante las diferencias (en mm) de las posiciones de las láminas para una o varias configuraciones del MLC y las correspondientes obtenidas en el estado de control. De nuevo, existen diferencias entre los protocolos en cuanto al método, número de configuraciones y láminas a verificar, e incluso sobre el estadístico concreto a utilizar sobre el que aplicar la tolerancia (valor máximo, desviación cuadrática media, etc.). En este sentido se indicó que sería recomendable incluir una aclaración en la respuesta.
- Exactitud/repetibilidad posicionamiento MLC (modo dinámico)
  - Respecto a la exactitud del posicionamiento de las láminas en campos administrados de modo dinámico, dada la influencia dosimétrica de la anchura de la rendija entre láminas enfrentadas, se utilizan verificaciones basadas en patrones específicos (p.ej. tipo valla) que pongan de manifiesto desviaciones entre el campo de radiación obtenido y el establecido por el sistema de planificación.
  - Para el CC de esta exactitud son de aplicación las consideraciones expuestas en el apartado anterior, por lo que también se consideró que sería recomendable incluir una aclaración en la respuesta.
- Escalas lineales desplazamiento de mesa
  - Estos tres indicadores idénticos, uno para cada una de las tres direcciones principales de desplazamiento, se refieren a la diferencia entre la indicación digital de las posiciones y desplazamientos de la mesa y sus valores reales. La desviación puede deberse a un desplazamiento de origen, que resulta en una desviación constante en todo el rango; a una diferencia de escala, que se manifiesta como una diferencia porcentualmente constante en todo el rango; a una desviación de carácter variable debida a malfuncionamiento inespecífico de los potenciómetros responsables de determinar la posición, o a una combinación de estos tres modos de fallo. El indicador debía referirse, preferiblemente, a la diferencia máxima observada en un intervalo dado de desplazamientos.
  - Existe, también aquí, variabilidad de criterio en la elección del indicador y en la forma y en la amplitud de desplazamiento en la que esa diferencia se evalúa. Se indicó que sería recomendable incluir una aclaración en la respuesta.

- En los sistemas con doble mecanismo de desplazamiento, era posible incluir en observaciones a cuál de los soportes se referían las respuestas y también la exactitud del soporte no considerado.
- Alineación de láseres
  - Para esta encuesta, este indicador hace referencia exclusivamente a la distancia (expresada en milímetros) entre la indicación láser del isocentro y el isocentro de radiación. No se incluye en la pregunta el resto de las características deseables en el sistema de láseres.

### 2.1.3. Otras pruebas a valorar

En esta última sección de la encuesta se pedía ordenar por riesgo/prioridad otros 29 indicadores de calidad del funcionamiento de un acelerador convencional que aparecen en la mayoría de los protocolos y recomendaciones internacionales.

No se requería aquí una evaluación exhaustiva y cuantitativa de los parámetros de riesgo, sino tan solo una valoración subjetiva desde la propia experiencia sobre lo relevante que dicho indicador sería para garantizar una adecuada calidad de los tratamientos que generalmente realiza el equipo sobre el cual se respondía, bien fuera por tener mayor frecuencia de fallo, por suponer su desviación un mayor riesgo para el paciente o un deterioro mayor de la calidad o por ser mayor el riesgo de pasar su desviación inadvertida.

### 2.1.4. Distribución y recogida de respuestas

La encuesta fue publicada en línea y con acceso abierto en la aplicación *Google Forms*, accesible mediante enlace directo.

Se optó por remitir la encuesta (enlace y copia en formato *pdf* para su impresión) a los responsables de los servicios y unidades de radiofísica, y que en cada servicio/unidad se decidiera qué persona respondería a la misma. Esta comunicación se realizó por correo electrónico personal y fue acompañada de un anuncio en la página web de la SEFM y un boletín extraordinario que se remitió a todos los socios del listado disponible en la secretaría técnica de la sociedad.

La encuesta fue acompañada de una guía de cumplimiento en la que se explicaba el significado de cada pregunta cuya interpretación, a juicio del grupo de trabajo, pudiera prestarse a confusión.

Se recogieron respuestas durante un periodo de tres meses (desde el 03/03/2021 hasta el 07/06/2021). La última de las 30 respuestas se recibió el 18/05/2021.

## 2.2. Análisis

### 2.2.1. Observaciones generales

Para la mayoría de las cuestiones planteadas, especialmente sobre aspectos administrativos (bloque 1), los resultados de la encuesta se presentan resumidamente en el texto o directamente en forma de figura en unidades relativas sobre las respuestas recogidas.

En general los resultados para cada cuestión se muestran sin distinguir por la marca del equipo sobre el cual se responde a la encuesta, pero en algunas cuestiones el grupo ha considerado de interés mostrar los resultados totales y diferenciados por marca del equipo, para poner de relieve el grado de similitud o diferencia entre los fabricantes. Se distinguen en este caso dos subgrupos de respuestas, las que corresponden a equipos de las marcas Siemens/Varian (por pertenecer actualmente al mismo grupo empresarial) y los que corresponden a la marca Elekta.

En el análisis de la encuesta se han evidenciado algunas deficiencias en su diseño que han podido dificultar la interpretación de algunas de las cuestiones planteadas y su respuesta, lo que ha hecho necesario filtrar algunas de estas. Por ejemplo, en la pregunta sobre periodicidad de la prueba *factor de calibración*, algunas respuestas indican una periodicidad trimestral. En opinión del grupo la única interpretación posible a esta respuesta es que haya sido interpretada como la medida en condiciones de referencia del factor de calibración. La encuesta debió ser más explícita al indicar que todas las preguntas se referían a pruebas de control sobre la magnitud, que no necesariamente se han de realizar en condiciones de referencia, sino a través de medidas subrogadas cuyo resultado está bien correlacionado con la magnitud considerada. En todo caso, la guía de la encuesta contenía detalles que podían ayudar a aclarar esas preguntas.

También se presta a confusión la redacción de las preguntas sobre detectabilidad, a las cuales algunos encuestados responden atribuyendo probabilidad más alta a las desviaciones mayores, a pesar de que el enunciado preguntaba explícitamente sobre la probabilidad de NO DETECTAR (destacado con mayúsculas). En este caso hemos invertido las respuestas de forma que en todos los casos a las desviaciones mayores se les atribuya una probabilidad más baja de no ser detectadas por otros medios.

### 2.2.2. Sobre la evaluación del valor *IPR*

La selección de las escalas *FCP*, empleadas para evaluar los valores *IPR* de las diez variables o modos de fallo esenciales, no es un asunto menor. Una defi-

nición racional de las mismas exige un conocimiento del impacto que cada uno de los índices (y los valores asociados de la variable de entrada) tiene en la calidad final y en la relación coste-beneficio de nuestro proceso, lo cual está lejos de ser un conocimiento disponible en nuestro caso. La selección del rango de la variable de entrada al índice, el número de pasos y los valores correspondientes a cada intervalo son aspectos críticos para que la metodología sea una herramienta útil y significativa y no pueden considerarse definitivamente resueltos en base a una valoración subjetiva.

Dada la dificultad de valorar objetivamente el impacto de esos modos de fallo en la calidad final del tratamiento de radioterapia, se suelen utilizar indicadores subrogados como, por ejemplo, el grado de alteración que provoca un modo de fallo dado en las distribuciones de dosis de una muestra representativa de planes de tratamiento, evaluado este cambio mediante algún indicador dosimétrico concreto.<sup>12</sup> Aunque esta forma de proceder nos permite objetivar en parte el impacto de la variable, no puede ignorarse que no todos los modos de fallo impactan sobre los mismos aspectos de un plan y que la complejidad de una distribución tridimensional de dosis y su relación con los efectos biológicos del tratamiento no puede reducirse a unos pocos indicadores, ni siquiera a aquellos más representativos del objetivo del plan y utilizados para su optimización.

Por otra parte, las tres escalas, cada una de las cuales mide aspectos independientes y no comparables, deben ponderarse para que valores iguales del índice correspondan a riesgos iguales y esta ponderación es solo posible atendiendo al coste final de cada una de las situaciones representadas en esas escalas, lo que complica aún más la tarea. Por ejemplo, atendiendo a las escalas de la referencia,<sup>11</sup> podemos comprobar que un modo de fallo con una ocurrencia mayor de 0.5% y menor de 1% (valor de frecuencia 7) con una severidad de valor 4, correspondiente a un error dosimétrico mínimo (plan o tratamiento subóptimo), tendrá igual producto FC que un modo de fallo que implique una toxicidad potencialmente seria o una subdosificación del tumor, con una probabilidad de ocurrencia de 0.1% y por tanto ambos modos de fallo deben considerarse equivalentes desde el punto de vista del análisis de riesgos (salvo posibles diferencias en el grado de detectabilidad). Esta equivalencia es, por supuesto, discrecional y tiene una alta carga de subjetividad.

En cualquier caso, la selección de diez graduaciones para cada uno de los índices generará valores *IPR* con una sensibilidad de 1/1000, pero esta sensibilidad es solo aparente. En realidad, discernir con semejante resolución exigiría un conocimiento muy detallado de las características funcionales de nuestro proceso y su relación con los resultados clínicos, conocimiento del que carecemos.



**Tabla 1.** Escalas de frecuencia, consecuencias y probabilidad de no detección utilizadas por el grupo de trabajo.

Valor	Frecuencia	Consecuencias	Probabilidad de no detección
1	≤ 1.5/año	Sin efecto clínico	Muy baja
2	≤ 3.0/año	Efecto clínico mínimo	Baja
3	≤ 4.5/año	Efecto clínico menor	Alta
4	≤ 6.0/año	Efecto clínico mayor	Muy alta
5	> 6.0/año	Efecto clínico severo	—

En nuestro caso, además, la respuesta a las preguntas sobre severidad y detectabilidad tiene un carácter eminentemente cualitativo y subjetivo.

Por ello el grupo no consideró óptimo utilizar ninguna de las escalas publicadas. En su lugar se utilizaron las escalas que se muestran en la Tabla 1 para los índices *F**C**P*.

Que la ocurrencia, la severidad y la detectabilidad de un modo de fallo dependerá del valor de desviación considerado resulta obvio. A pesar de ello esta dependencia se ignora en muchas de las referencias bibliográficas, dado que en la mayoría el modo de fallo se asocia a un nivel de desviación concreto que, en general, viene impuesto por requisitos legales, contractuales o de normalización. Nosotros podríamos haber procedido de esta manera, asumiendo alguno de los valores de tolerancia para cada variable propuestos en las normas internacionales, pero hemos considerado más interesante estudiar la evaluación para distintos valores de desviación.

Por ello, para evaluar la severidad y la detectabilidad de cada variable no se preguntaba tan solo para cierto nivel de desviación del parámetro, por ejemplo, el utilizado como nivel de acción por el encuestado, sino por los valores estimados subjetivamente para cinco valores de desviación diferentes.

A diferencia de la valoración de severidad y detectabilidad, para la ocurrencia no se pedía al encuestado que realizara una valoración para otros niveles de desviación diferentes a su nivel de acción y tan solo se preguntaba por la ocurrencia para el nivel de acción aplicado en cada equipo, valorada preferentemente de forma objetiva y cuantitativa a partir del histórico de datos registrados en el periodo evaluado. A pesar de ello, y dado que existe variedad de niveles de acción entre las 30 encuestas recogidas, en un principio se consideró oportuno realizar para cada variable un gráfico de ocurrencia frente a nivel de acción, pero sin éxito dada la variabilidad de los datos y la falta de un criterio objetivo a la hora de inferir los niveles de desviación de los niveles de acción respondidos.

Esto ha hecho necesario plantear un método para extraer de esas respuestas, correspondientes a diferentes niveles de acción, un valor de *F*, *C* o *P* representativos e independientes del nivel de acción aplicado. Para ello hemos procedido como sigue:

- Para cada respuesta individual (encuestado-nivel de desviación) hemos convertido la respuesta categorizada en un valor del índice correspondiente, de acuerdo con las escalas de la Tabla 1.
- Para los índices *C* y *P* en cada respuesta hemos obtenido un valor promedio considerando todos los niveles de desviación, mientras que, para el índice *F*, tomamos el valor dado como respuesta (que se refiere, en cada encuesta, a un valor de desviación particular).
- Para cada encuesta y cada variable, obtenemos el valor *IPR* como producto de los tres índices anteriores.
- Para cada variable tomamos como valor final de *IPR* el promedio de los valores obtenidos para cada encuesta.

### 3. Resultados y discusión

Se recogieron un total de 30 encuestas correspondientes a otros tantos aceleradores, procedentes de 29 centros y respondidas por 28 profesionales.

#### 3.1. Cuestiones administrativas

##### 3.1.1. Perfil de los profesionales y centros que respondieron la encuesta

La encuesta fue respondida por 20 centros públicos (uno de ellos respondió dos encuestas para dos equipos diferentes) y 9 centros privados (dos de ellos respondidos por un mismo encuestado).



Tabla 2. Modelos de aceleradores.

Marca	Modelo (encuesta)	Nº	Grupo	Nº
Elekta	Versa HD	11	Versa	11
	Elekta Synergy	4	Synergy	6
	Synergy MLCI2 + Hexapod	1		
	Infinity	1		
Varian	Clinac 2100	1	Clinac 2100/2300/iX	6
	Clinac 2300 iX	1		
	Clinac DHX	1		
	Clinac iX	2		
	iX / Trilogy	1		
	TrueBeam	3	TrueBeam	5
	TrueBeam STx	2		
		Halcyon 2.0	1	Halcyon
Siemens	Artiste	1	Artiste	1

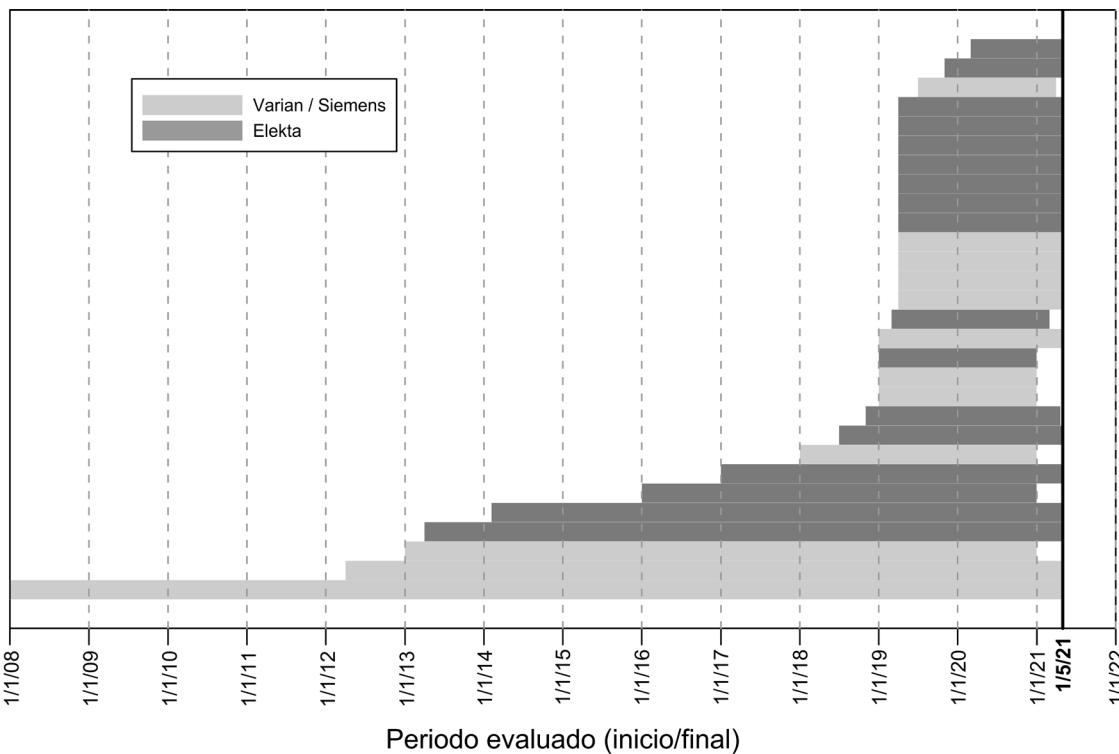


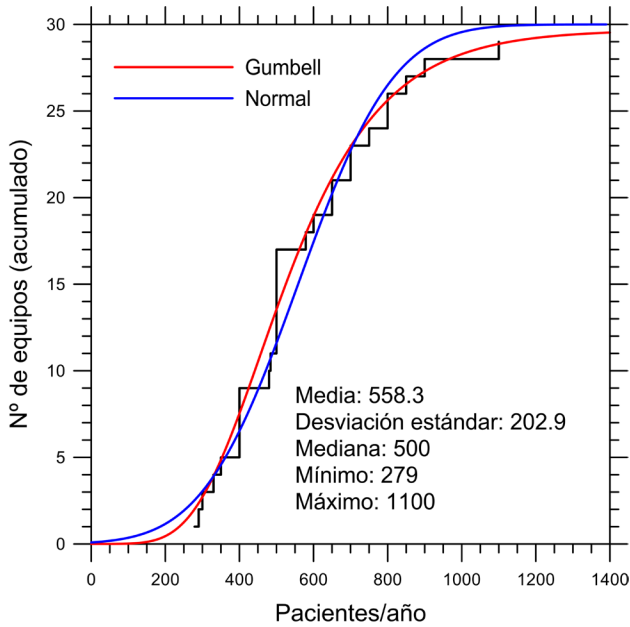
Fig. 1. Intervalo temporal evaluado por cada participante.

La mayor parte de los encuestados (88%) respondieron como responsables de servicio, de sección o de calidad del equipo considerado.

El 90% de las encuestas fueron respondidas por profesionales con más de 5 años de experiencia como especialista en radiofísica hospitalaria.

El 73% de los profesionales que respondieron la encuesta realizaba, en ese momento, personalmente, todo o parte del control de calidad del equipo considerado.

El 90% trabajaba, en el momento de responder la encuesta, con más de un acelerador.



**Fig. 2.** Distribución acumulada del número de pacientes anualmente tratados en los equipos que responden la encuesta. Se muestran los ajustes a dos tipos de distribución, Gumbell y normal que evidencian el sesgo hacia valores altos.

El 16.7% de los encuestados había trabajado solo con aceleradores de un fabricante, un 50% con al menos dos fabricantes diferentes y el 33.3% con aceleradores de tres o más fabricantes.

### 3.1.2. Perfil de los equipos

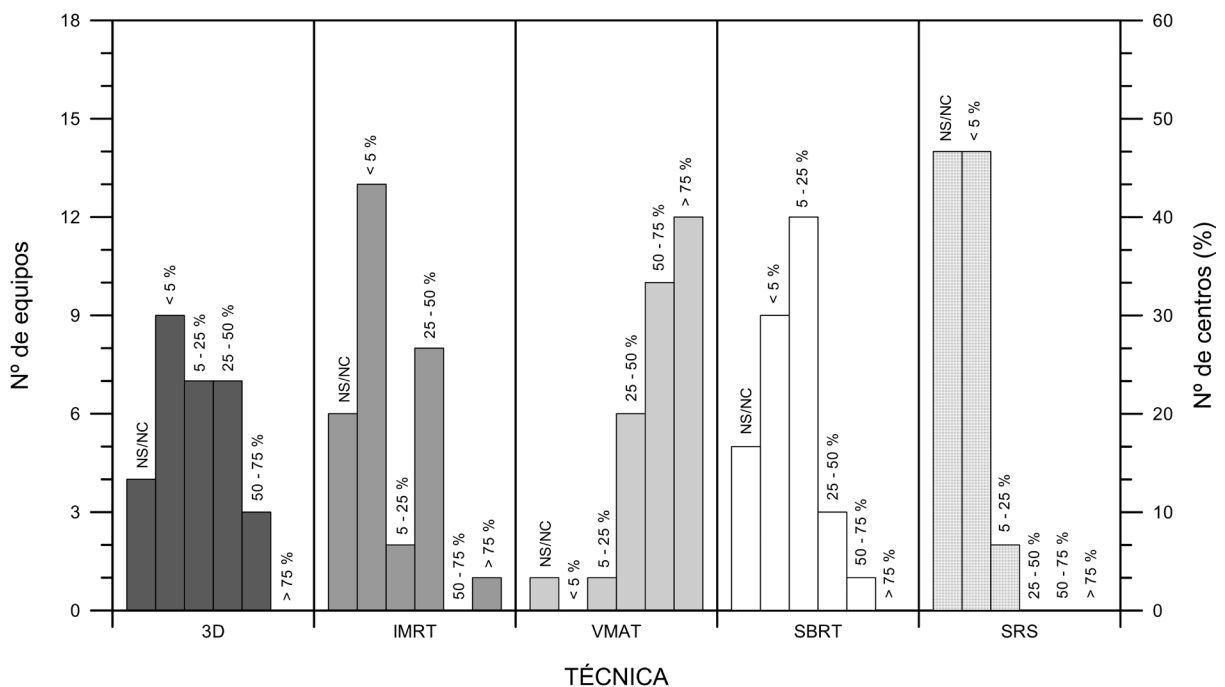
Por fabricantes, los equipos considerados corresponden a Elekta (17 equipos), Varian (12) y Siemens (1). En cuanto a modelos, la variedad es muy grande y solo para tres modelos encontramos más de dos encuestas: Elekta Versa HD™ (11 equipos), Elekta Synergy® (5 equipos), Varian TrueBeam® (3 equipos), y Varian Clinac iX™ (4 equipos).

Respecto al año de instalación, el 56.7% de los equipos fueron instalados en los cinco años anteriores a la realización de la encuesta. Cuatro de los equipos no cumplían la recomendación de haber sido instalados en los últimos diez años. Para uno de los equipos no figura el año de instalación.

La Figura 1 resume el resultado de la pregunta sobre el intervalo temporal considerado en la respuesta. Las encuestas agrupadas suman un total de 168 años de control de calidad (en promedio, 5.6 años por centro).

La Figura 2 muestra la distribución acumulada de número de pacientes tratados anualmente en cada equipo y los valores representativos de la distribución (máximo, mínimo y media).

Sobre las técnicas realizadas con el equipo considerado, cabe destacar que el 30.0% y 43.3% de los equipos encuestados administran menos del 5% de sus tratamientos con radioterapia conformada 3D e IMRT respectivamente, mientras que el 40.0% de los equipos realizan el 75% o más con la técnica VMAT (véase la Fig. 3). Alrededor de la tercera parte de los equipos encuestados (30.0%) usan SBRT en menos del 5% de



**Fig. 3.** Distribución de las técnicas de tratamiento realizadas por los equipos que responden la encuesta.

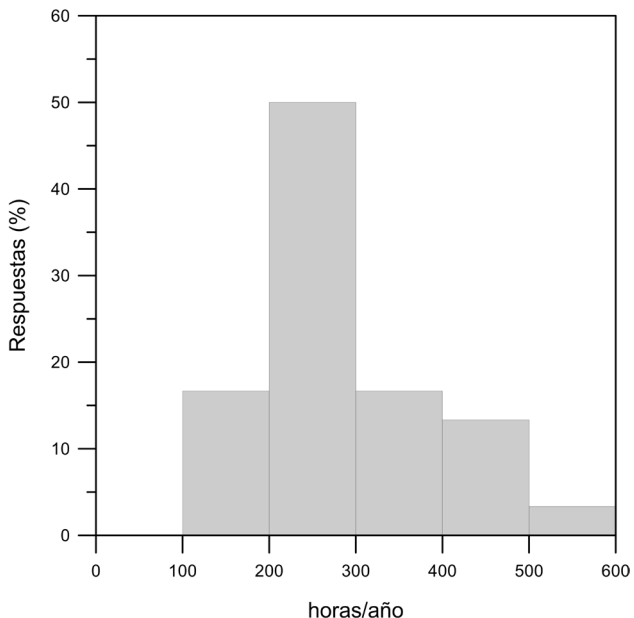


Fig. 4. Tiempo anual dedicado a control de calidad (horas).

sus tratamientos. Este porcentaje de equipos asciende al 46.7% para la técnica de radiocirugía (fracción única), aunque hay que tener en cuenta que el mismo porcentaje de la muestra omitió esta última fila.

En cuanto al tiempo anual dedicado a control de calidad para el equipo considerado, la mitad de los encuestados (15) responden entre 200 y 300 horas anuales (véase la Fig. 4). El valor medio, 287 horas,

corresponde aproximadamente a 1 hora diaria dedicada a control de calidad.

### 3.1.3. Equipamiento de control de calidad disponible

El equipamiento de CC disponible según los datos recogidos en la muestra es bastante variado como demuestra la Figura 5.

Ha sido difícil condensar la información sobre otro equipamiento disponible para control de calidad procedente de la pregunta 1.18. Cabe destacar la presencia de centros con detectores de diamante, microdiamantes, centelleadores para campos pequeños, cámaras de transmisión, maniqués de control respiratorio y sistemas de dosimetría *in vivo* por EPID.

Finalmente, 27 de los 29 centros disponían de película radiocrómica.

### 3.1.4. Recomendaciones y adherencia

Sobre las recomendaciones seguidas en la actualidad para el CC de aceleradores lineales, en 27 de los 29 centros encuestados (93.1%) se siguen las recomendaciones SEFM. Las recomendaciones de AAPM son seguidas por 14 centros (48.3%) y las de IAEA por 11 centros (37.9%).

La Figura 6 muestra un resumen del grado de adherencia o de cumplimiento en cada centro del

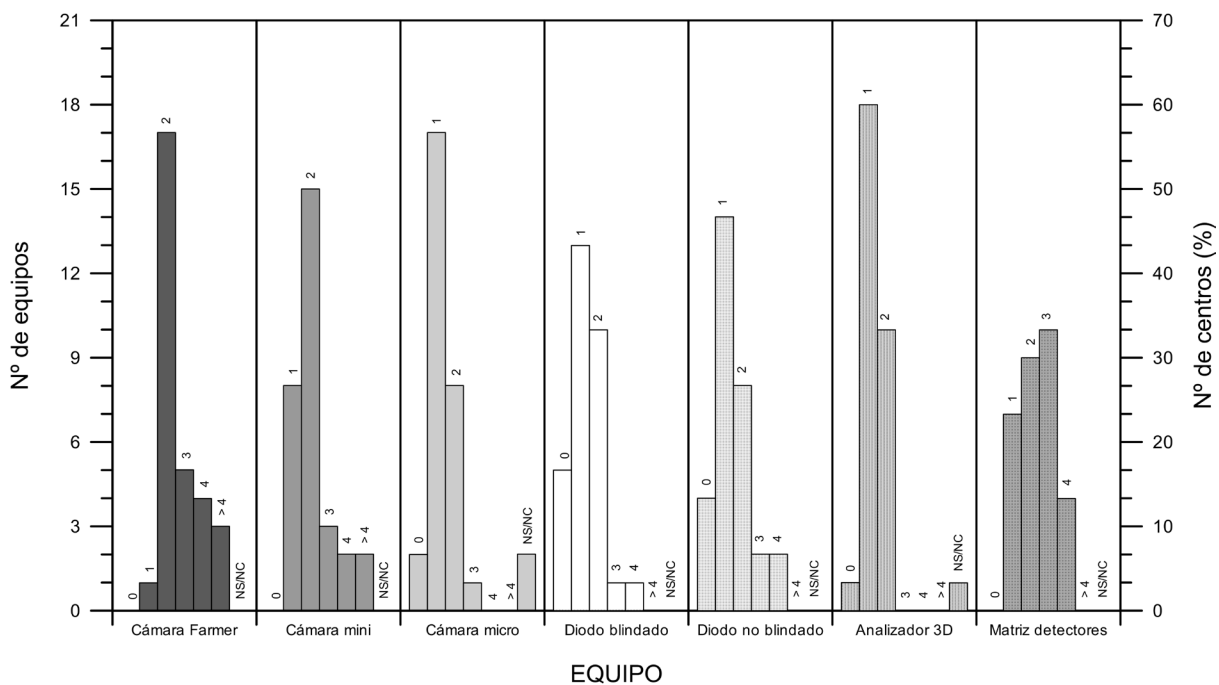
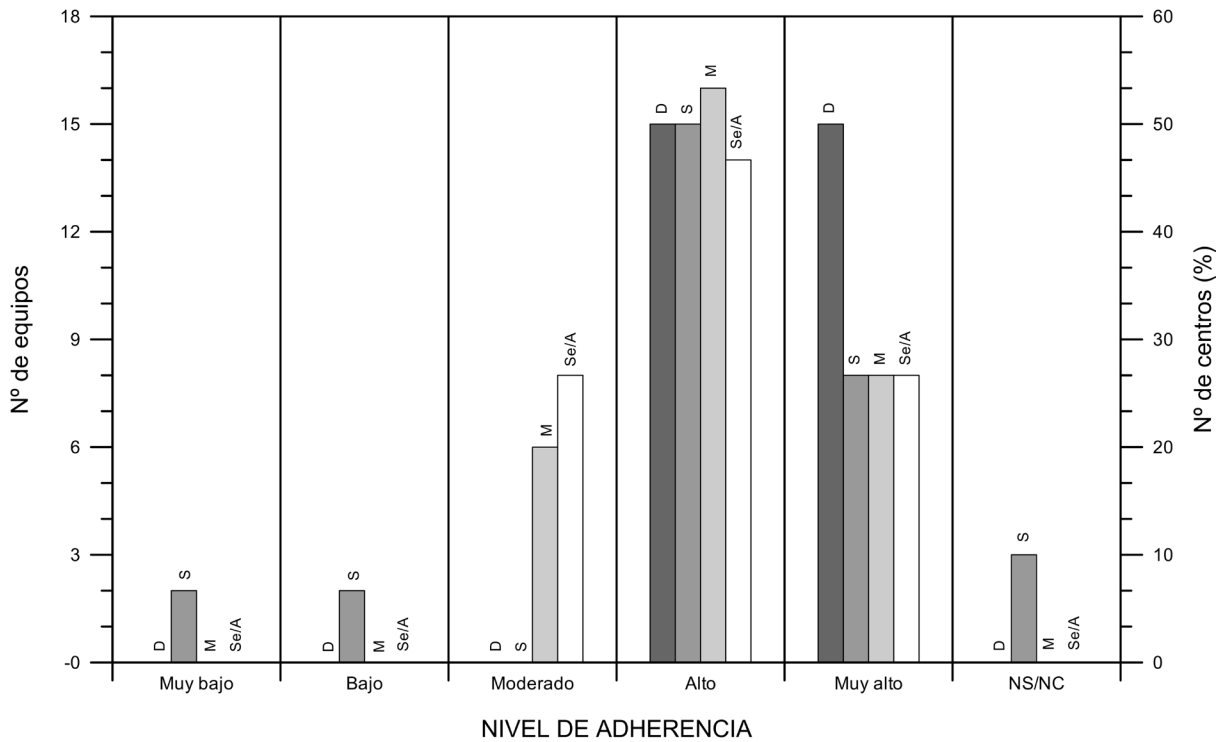


Fig. 5. Distribución del equipamiento de CC disponible en centros que responden la encuesta.



**Fig. 6.** Grado de adherencia al protocolo adoptado por cada equipo para las distintas frecuencias de verificación (D: diaria, S: semanal, M: mensual, Se/A: semestral/anual).

protocolo adoptado por cada equipo para distintas frecuencias de verificación. La mitad de las respuestas muestran un grado de adherencia alto para pruebas semanales, mensuales y semestrales/anuales. La mayor adherencia se obtiene para las pruebas diarias para las que todos los centros responden alto o muy alto en la misma proporción (50%). Las pruebas semanales son las únicas que incluyen centros con un grado bajo y muy bajo de cumplimiento.

### 3.2. Análisis detallado de los 10 parámetros esenciales

Los resultados relevantes se resumen en las Figuras 7 a 54. Para cada variable se muestran cinco figuras (de izquierda a derecha y de arriba abajo):

- distribución de equipos según la frecuencia de medida más alta,
- distribución de equipos según el nivel de acción utilizado,
- gráfico acumulado de la probabilidad de fallo (%),
- diagrama de cajas para *C* (consecuencia) en función del nivel de desviación y
- diagrama de cajas para *P* (probabilidad de no detección) en función del nivel de desviación.

En este último caso se han traducido las respuestas a las escalas cuantitativas de la Tabla 1.

En los diagramas de cajas, los puntos aislados representan datos atípicos en la muestra, es decir, aquellos menores que  $Q_1 - 1.5 \times RIC$  o mayores que  $Q_3 + 1.5 \times RIC$  (donde *RIC* es el rango intercuartílico,  $Q_3 - Q_1$ ), mientras que las líneas rojas centrales indican las medianas. Las líneas rojas finas se extienden hasta los puntos más externos que no se consideran valores atípicos.

Para las variables relacionadas con el posicionado del MLC no se muestra la distribución de equipos según el nivel de acción, dado que para estas es difícil establecer a priori qué variable es utilizada como indicador de control, dada la variedad de prácticas existentes, y por tanto no resulta posible cuestionar sobre valores de nivel de acción que pueden no guardar ninguna relación entre sí. Para el resto de las variables esto no ocurre, pues o bien se ha concretado la variable de control considerada, por su generalizada aceptación, o bien las diferentes variables de control que pudieran utilizar los encuestados están aproximadamente bien correlacionadas y tiene sentido hablar de desviaciones porcentuales independientes de la variable concreta.

### 3.2.1. Factor de calibración del sistema monitor (haces de fotones)

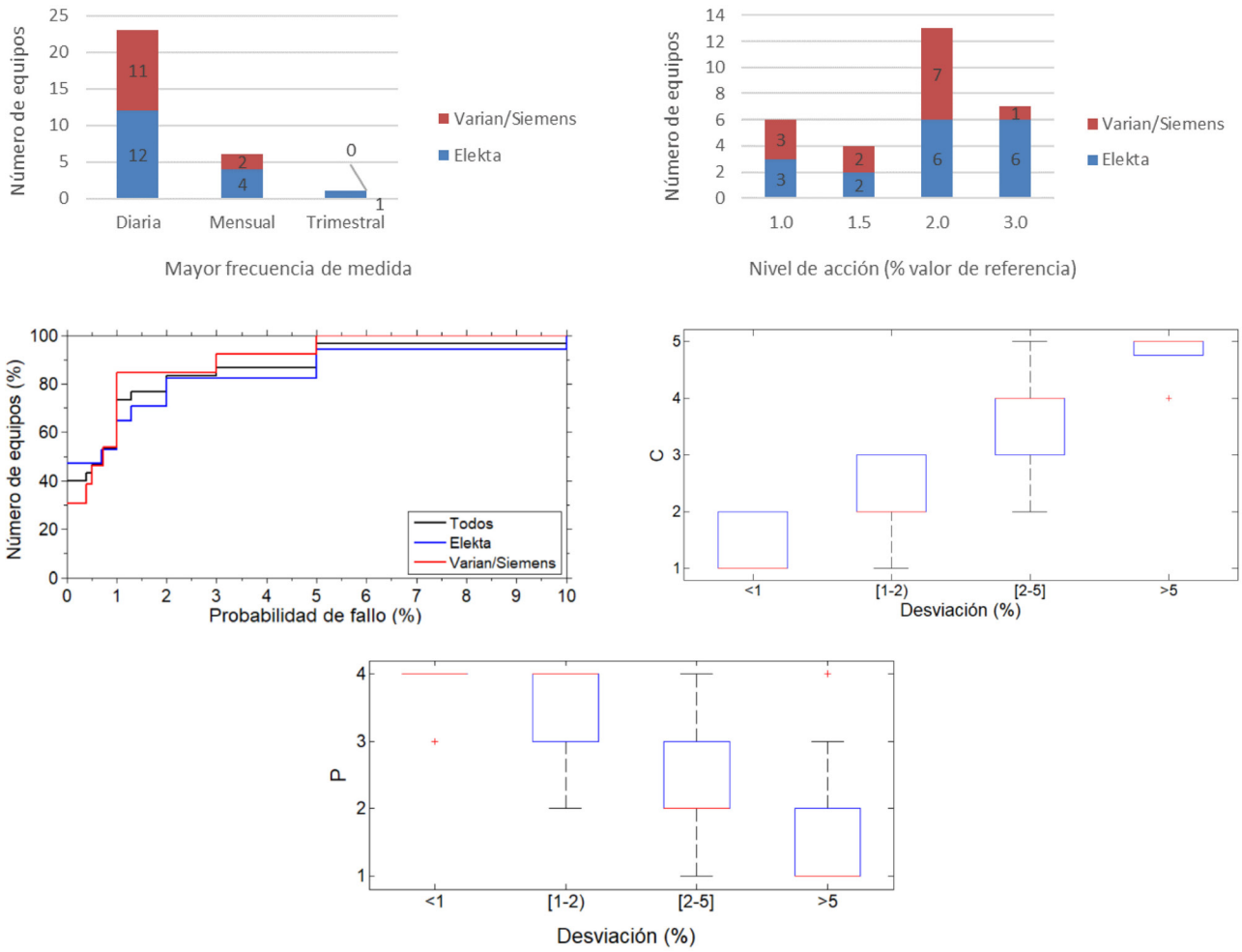


Fig. 7-11. Resultados de la encuesta para el control del factor de calibración del sistema monitor.

### 3.2.2. Factor de calidad (haces de fotones)

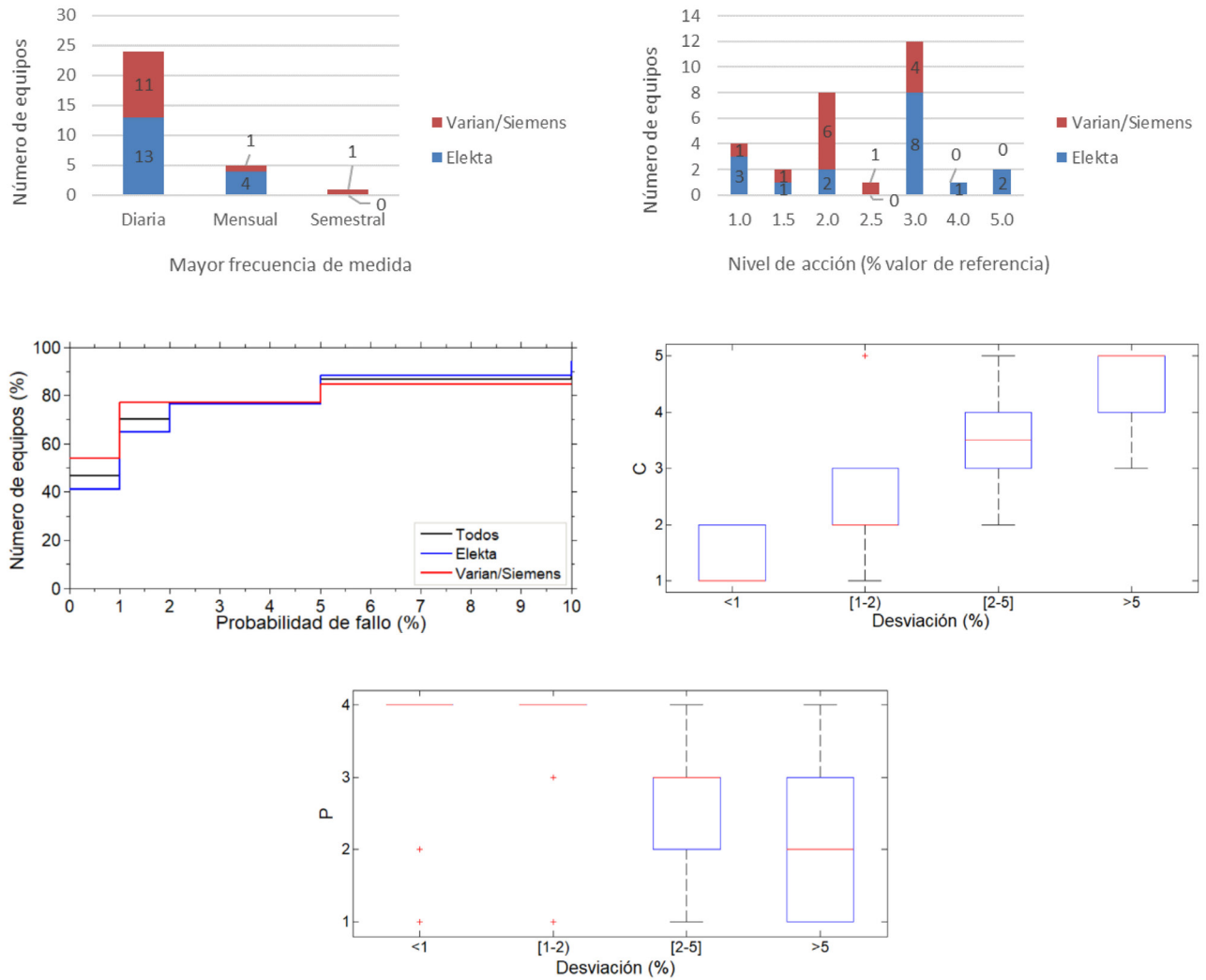


Fig. 12-16. Resultados de la encuesta para el control del factor de calidad (haces de fotones).



### 3.2.3. Uniformidad del haz (haces de fotones)

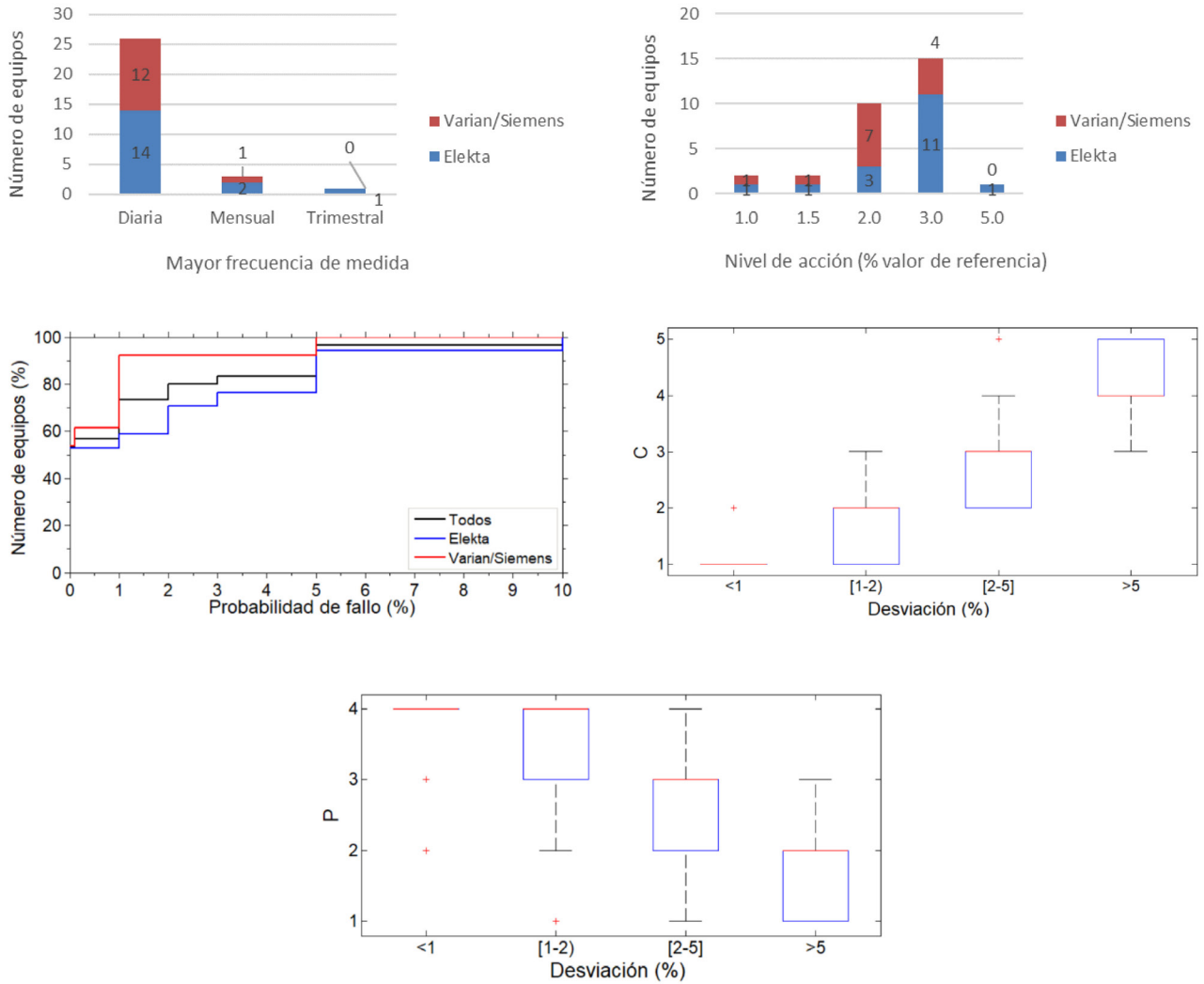


Fig. 17-21. Resultados de la encuesta para el control de la uniformidad del haz en haces de fotones.

### 3.2.4. Simetría del haz (haces de fotones)

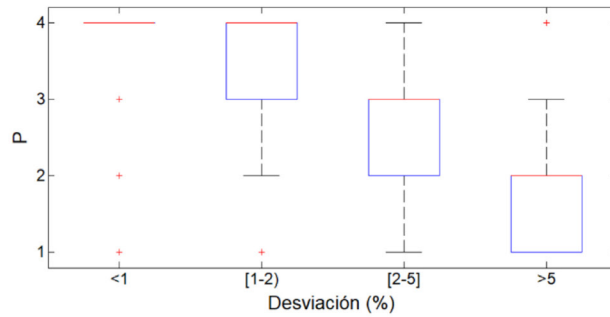
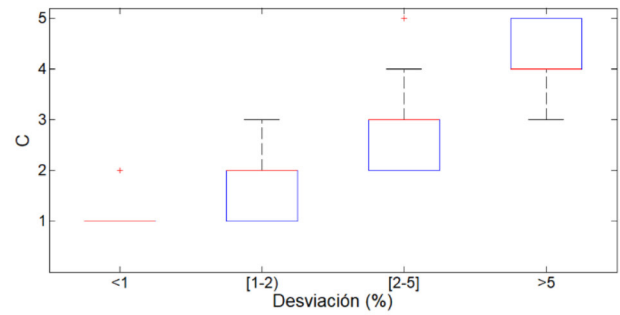
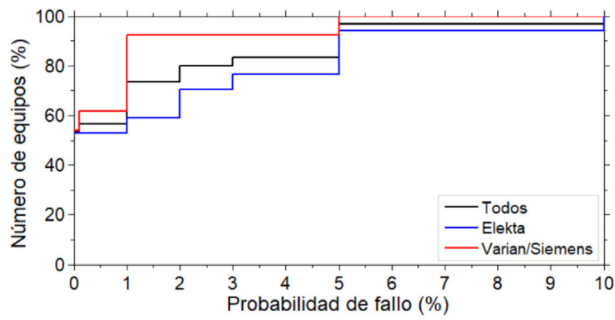
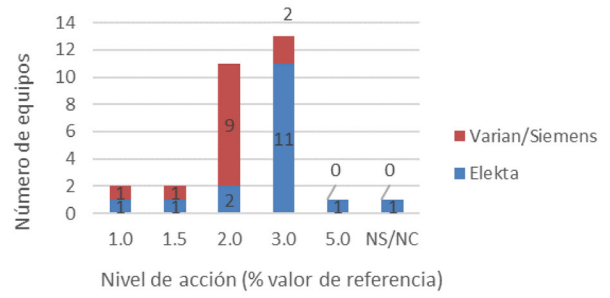
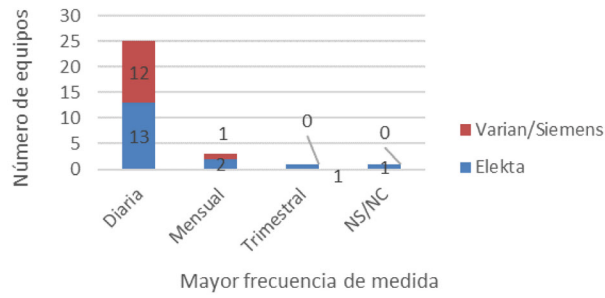


Fig. 22-26. Resultados de la encuesta para el control de la simetría del haz en haces de fotones.

### 3.2.5. Isocentro de radiación

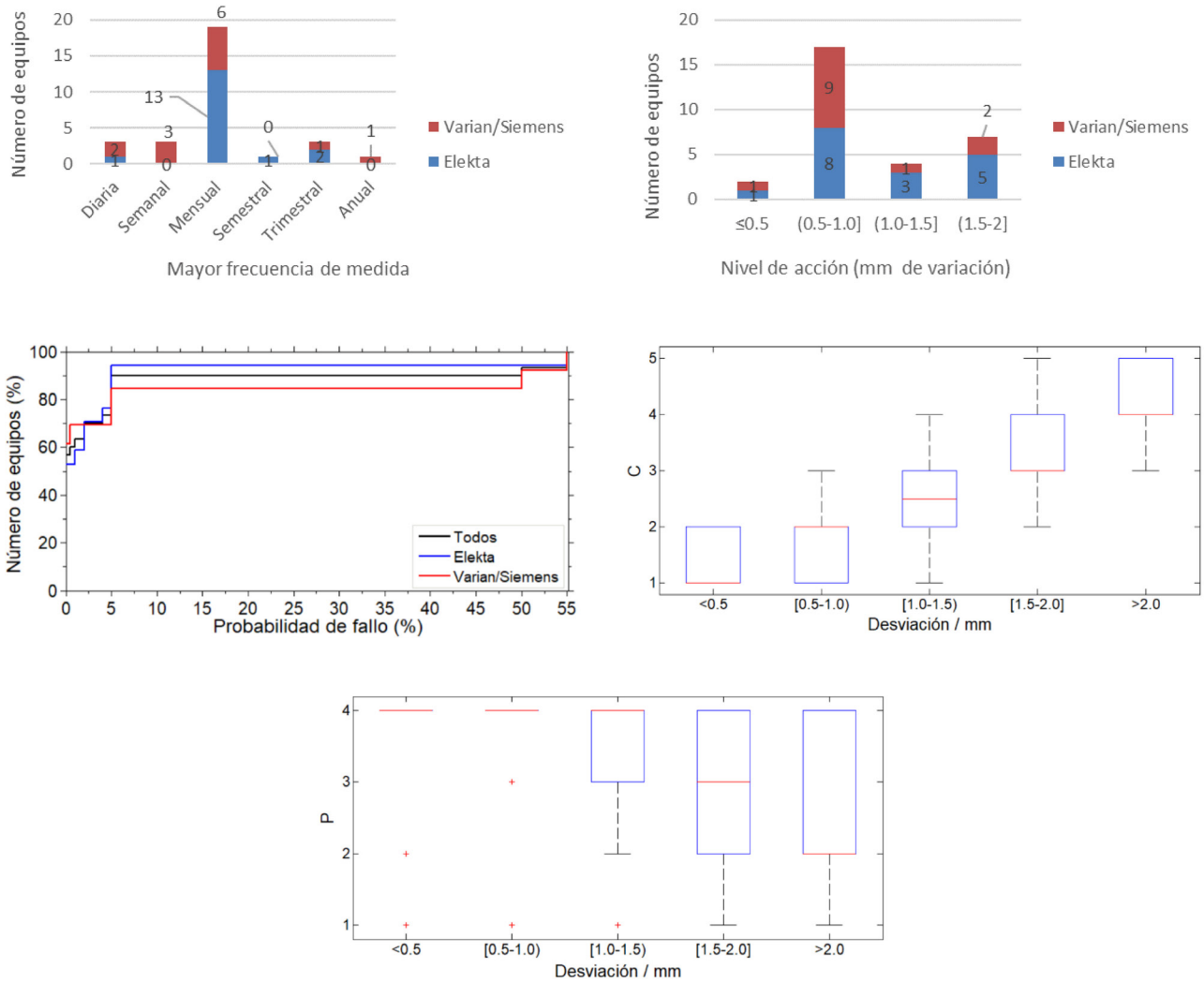
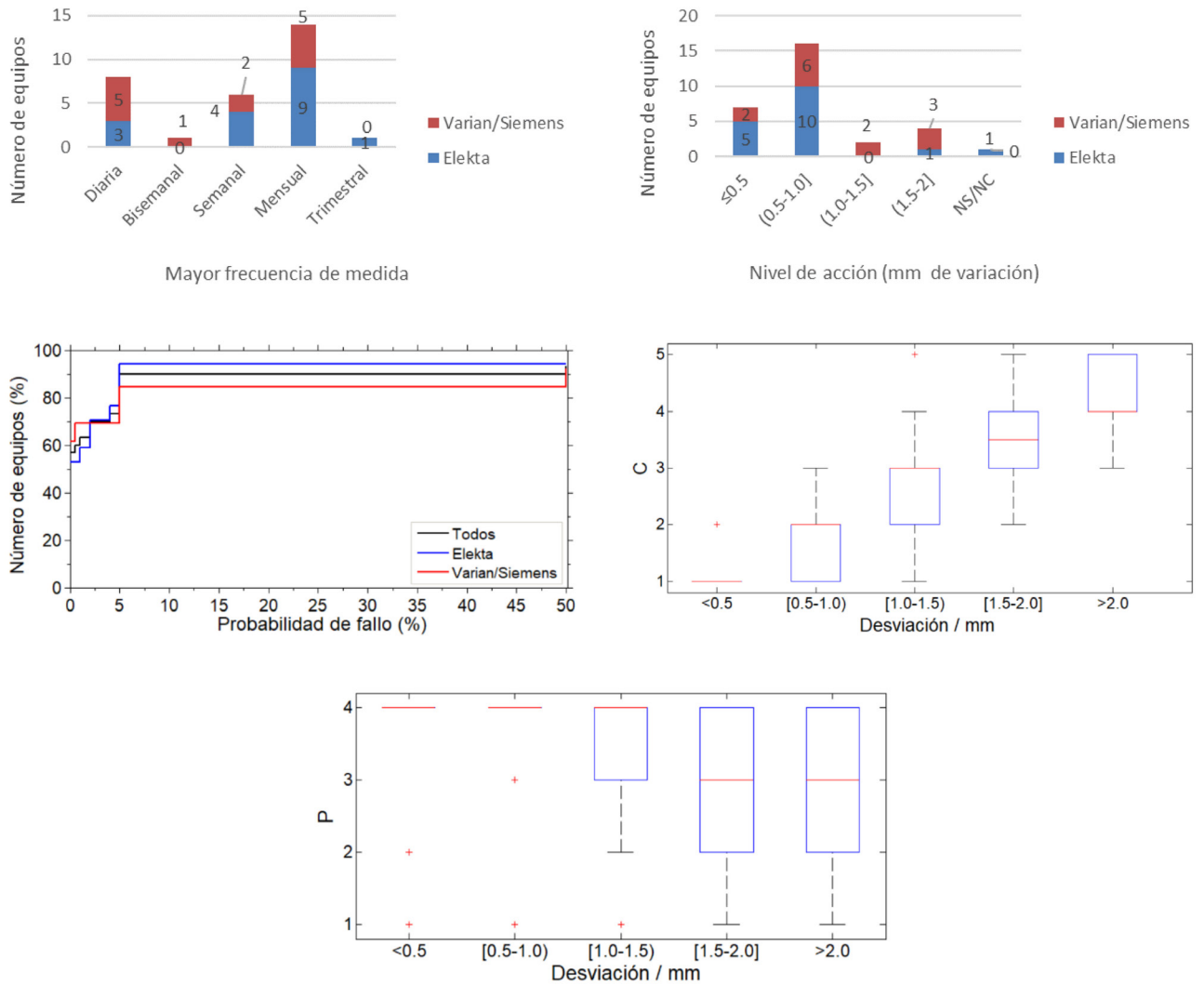


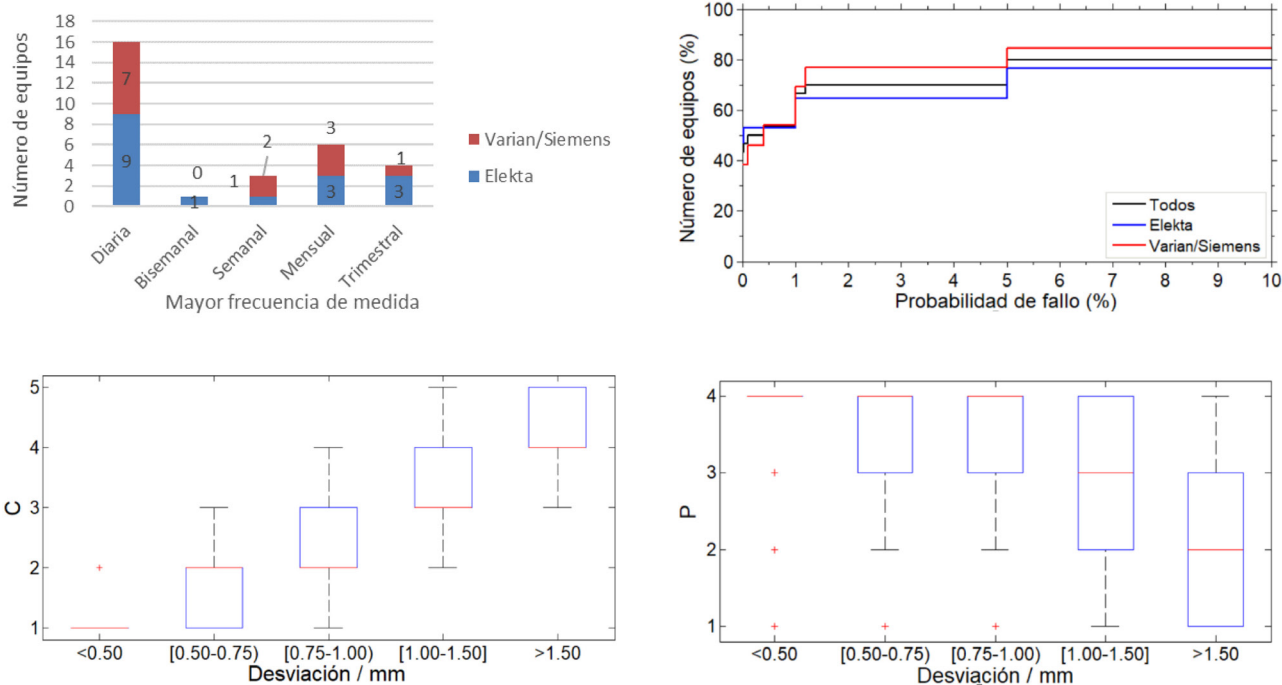
Fig. 27-31. Resultados de la encuesta para el control del isocentro de radiación.

### 3.2.6. Coincidencia del isocentro de radiación con el isocentro del sistema IGRT

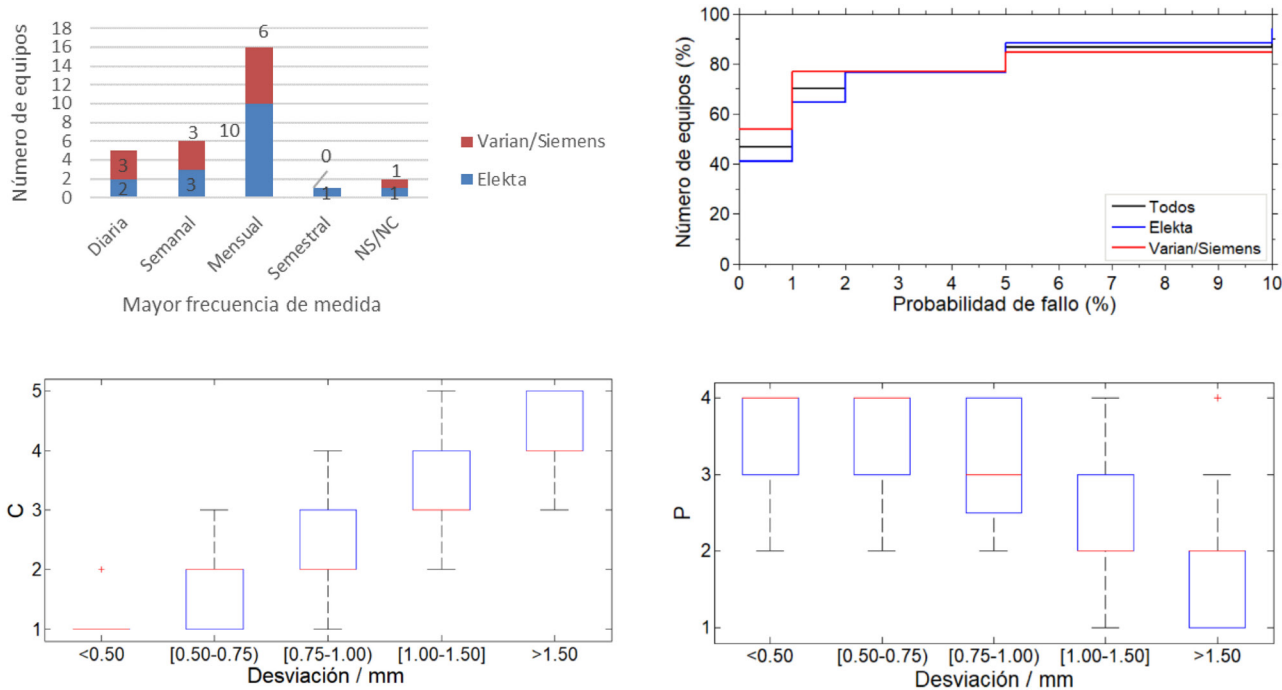


**Fig. 32-36.** Resultados de la encuesta para el control de la coincidencia del isocentro de radiación con el isocentro del sistema IGRT.

### 3.2.7. Exactitud/repetibilidad del posicionamiento del MLC (modo estático)



### 3.2.8. Exactitud/repetibilidad del posicionamiento del MLC (modo dinámico)



### 3.2.9. Escalas lineales del desplazamiento de la mesa

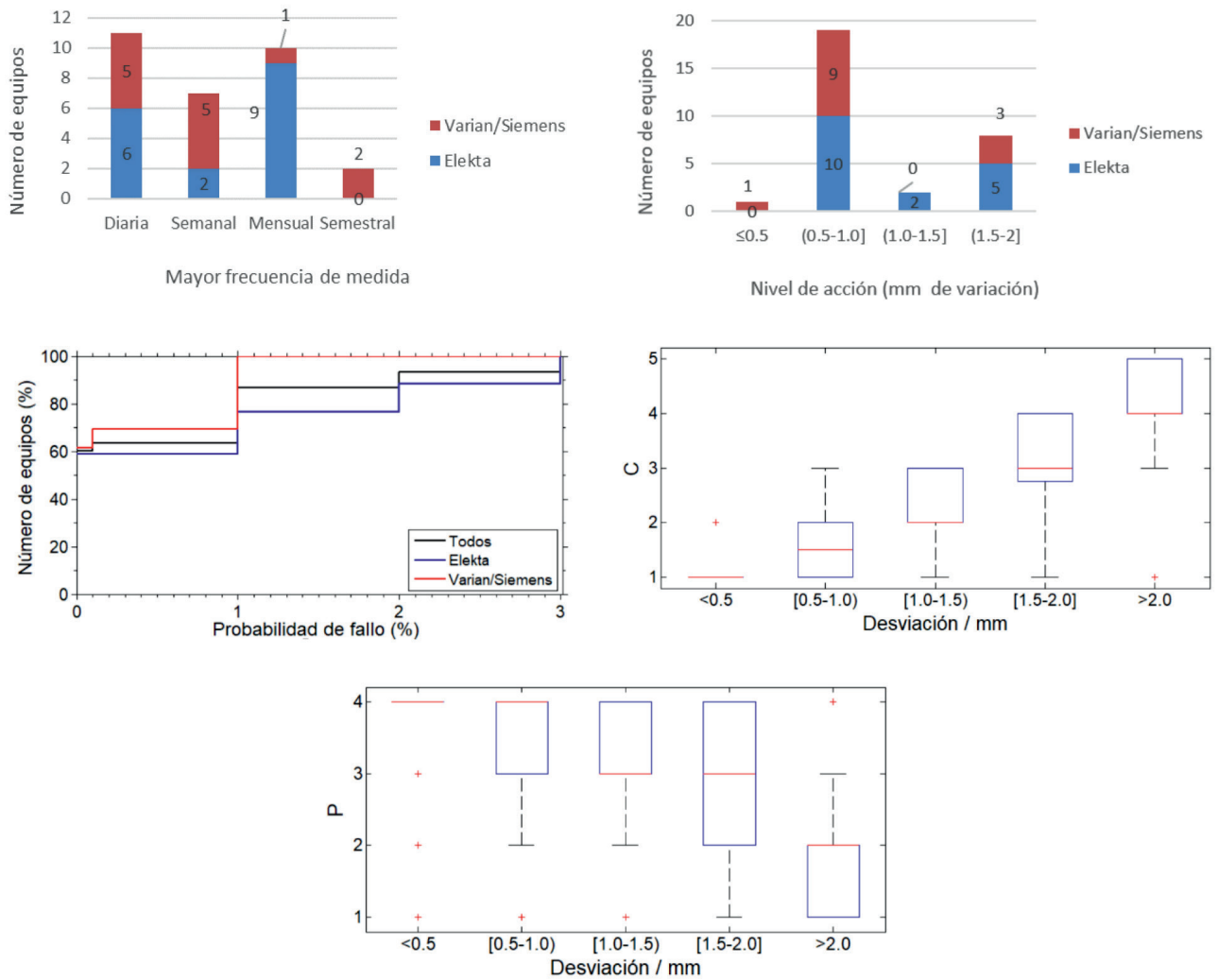


Fig. 45-49. Resultados de la encuesta para el control de las escalas lineales del desplazamiento de la mesa.



### 3.2.10. Alineación de los láseres

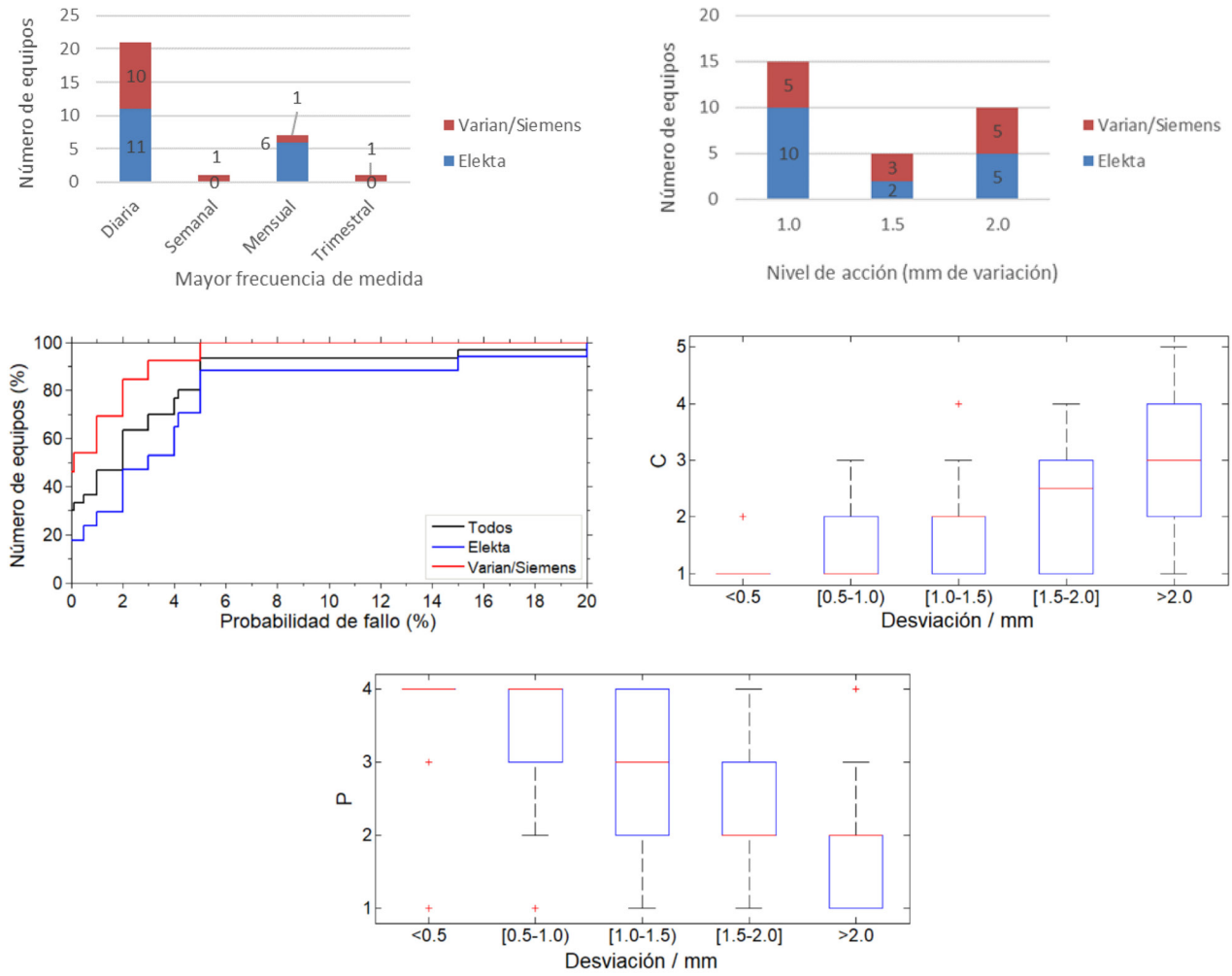


Fig. 50-54. Resultados de la encuesta para el control de la alineación de láseres.

**Tabla 3.** Valores promedio de *F*, *C*, *P* e *IPR*.

Variable	<i>F</i>			<i>C</i>			<i>P</i>			<i>IPR</i>		
	Varian Siemens	Elekta	Todos	Varian Siemens	Elekta	Todos	Varian Siemens	Elekta	Todos	Varian Siemens	Elekta	Todos
<b>V1</b>	1.7	1.8	1.7	3.0	2.9	2.9	2.7	2.9	2.8	13.6	15.2	14.5
<b>V2</b>	1.3	1.7	1.7	2.9	2.8	2.9	3.1	3.0	3.0	14.5	14.0	14.2
<b>V3</b>	1.1	2.1	1.9	2.6	2.5	2.5	3.0	3.0	3.0	13.9	15.6	14.9
<b>V4</b>	1.5	2.2	1.9	2.5	2.4	2.5	3.0	2.8	2.9	13.1	15.6	14.5
<b>V5</b>	1.8	1.0	1.4	2.6	2.8	2.7	3.1	3.4	3.2	15.7	9.5	12.2
<b>V6</b>	1.3	1.3	1.3	2.6	2.7	2.7	3.2	3.4	3.3	11.2	12.7	12.1
<b>V7</b>	1.5	1.2	1.3	2.6	2.6	2.6	2.9	3.1	3.0	11.8	8.5	10.1
<b>V8</b>	1.0	1.3	1.1	2.5	2.7	2.7	2.8	3.0	2.9	7.1	10.4	9.0
<b>V9</b>	1.1	1.1	1.1	2.6	2.4	2.5	2.8	3.1	3.0	8.2	8.2	8.2
<b>V10</b>	1.8	2.8	2.4	2.0	2.0	2.0	2.8	2.8	2.8	11.8	12.4	12.1

V1: Factor de calibración del sistema monitor del haz (haces de fotones)

V2: Factor de calidad (haces de fotones)

V3: Uniformidad del haz (haces de fotones)

V4: Simetría del haz (haces de fotones)

V5: Isocentro de radiación

V6: Coincidencia isocentro de radiación e isocentro del sistema IGRT

V7: Exactitud/repetibilidad del posicionamiento del MLC (modo estático)

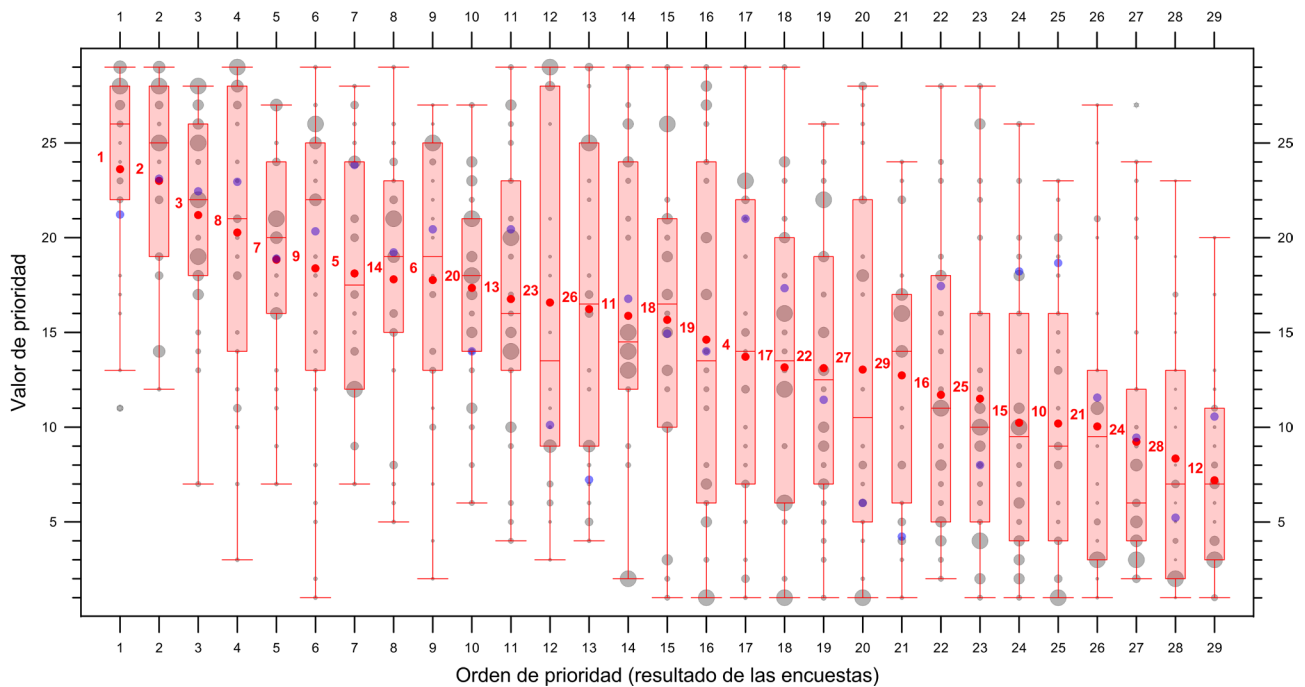
V8: Exactitud/repetibilidad del posicionamiento del MLC (modo dinámico)

V9: Escalas lineales del desplazamiento de la mesa

V10: Alineación de los láseres

**Tabla 4.** Valores promedio de *IPR* normalizados al máximo y ordenados.

Variable	Varian/Siemens	Variable	Elekta	Variable	Todos
<b>V5</b>	100	<b>V3</b>	100	<b>V3</b>	100
<b>V2</b>	92.5	<b>V4</b>	99.4	<b>V4</b>	97.8
<b>V3</b>	88.6	<b>V1</b>	97.1	<b>V1</b>	97.2
<b>V1</b>	86.7	<b>V2</b>	89.6	<b>V2</b>	95.6
<b>V4</b>	83.9	<b>V6</b>	81.2	<b>V5</b>	82.3
<b>V7</b>	75.6	<b>V10</b>	79.4	<b>V10</b>	81.7
<b>V10</b>	75.4	<b>V8</b>	66.5	<b>V6</b>	81.2
<b>V6</b>	71.7	<b>V5</b>	60.5	<b>V7</b>	67.7
<b>V9</b>	52.3	<b>V7</b>	54.3	<b>V8</b>	60.8
<b>V8</b>	45.6	<b>V9</b>	52.7	<b>V9</b>	55.3



- |   |  |
|---|--|
| <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Linealidad sistema monitor del haz con UM</li> <li>3. Estabilidad de simetría del haz con el giro del brazo</li> <li>5. Rotación isocéntrica de mesa</li> <li>7. Estabilidad del sistema monitor con giro del brazo</li> <li>9. Ángulo del brazo</li> <li>11. Prueba de velocidad MLC</li> <li>13. Invarianza del sistema monitor con tasa de repetición</li> <li>15. Indicador de distancia (telémetro)</li> <li>17. Factor cuña</li> <li>19. Sistemas anticoliación</li> <li>21. Enclavamiento de la puerta de tratamiento</li> <li>23. Pulsadores de parada de emergencia</li> <li>25. Pruebas de seguridad de la puerta de tratamiento</li> <li>27. Monitores audiovisuales</li> <li>29. Estabilidad del factor de campo con el giro del brazo</li> </ol> | <ol style="list-style-type: none"> <li>2. Estabilidad del factor de calibración con el giro del brazo</li> <li>4. Coincidencia campo luminoso/radiación</li> <li>6. Ángulo del colimador</li> <li>8. Isocentro mecánico</li> <li>10. Tamaño de campo luminoso</li> <li>12. Exactitud de la posición de la fuente luminosa</li> <li>14. Estabilidad de homogeneidad del haz con el giro del brazo</li> <li>16. Indicador luminoso del eje (centrado de cruceta)</li> <li>18. Invarianza del perfil del haz con la tasa de repetición</li> <li>20. Estabilidad del factor de calidad con el giro del brazo</li> <li>22. Transmisión inter/intra lámina MLC</li> <li>24. Indicadores luminosos/acústicos de radiación</li> <li>26. Factor de campo</li> <li>28. Enclavamientos aplicadores de electrones y ajustes colimadores</li> </ol> |
|---|--|

**Fig. 55.** Gráfico de cajas de las 29 pruebas consideradas en este apartado, ordenadas por prioridad media obtenida en las encuestas (puntos rojos). Las barras rojas gruesas marcan el intervalo entre primer y tercer cuartil (Q1-Q3). Las barras rojas delgadas, el intervalo entre los valores máximo y mínimo en las encuestas (Q0-Q4). Se muestra también, con línea roja horizontal, la mediana (Q2). Los puntos azules representan la valoración media dada por los miembros del grupo de trabajo. Los puntos grises representan los valores dados en las encuestas (el tamaño del punto es proporcional al número de respuestas para cada valor). La etiqueta roja de cada columna indica la prueba a la que corresponde (ver leyenda).

### 3.3. Valores IPR

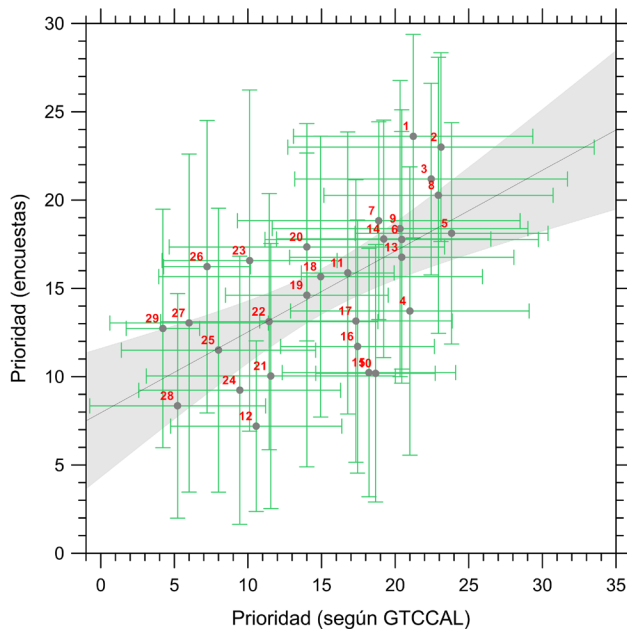
En la Tabla 3 se muestra el listado de los valores de *F*, *C*, *P* e *IPR* obtenidos en las variables esenciales de la encuesta, promediando en todos los niveles de desviación para la población encuestada y segmentando por marca de acelerador.

En la Tabla 4 se muestran los valores *IPR* resultantes, normalizados a la puntuación más alta y ordenados de mayor a menor *IPR*.

### 3.4. Análisis de prioridad de otros 29 parámetros

En las Figuras 55 y 56 se resume el resultado de la pregunta 12.1, en la que se pedía ordenar por riesgo/prioridad otras 29 pruebas no incluidas en las preguntas anteriores.

La Figura 55 muestra el gráfico de burbujas con las respuestas individuales (el diámetro de cada burbuja es proporcional al número de respuestas que otorgan



**Fig. 56.** Correlación entre la prioridad media otorgada por el grupo de trabajo a las 29 pruebas evaluadas y la obtenida de las encuestas recogidas. Se representa la regresión lineal, línea continua, con el intervalo de confianza del 97% (zona sombreada). Las etiquetas indican la prueba (ver tabla de la figura anterior). Las barras de incertidumbre horizontales y verticales corresponden en ambos casos a  $k = 2$ .

ese valor de orden a cada prueba) y el gráfico de cajas con los cuartiles de estos valores. Se muestra también el valor medio asignado obtenido a partir de las respuestas (punto rojo) y el valor medio asignado por el grupo de trabajo (puntos azules). En casi todos los casos, las respuestas están incluidas en el rango Q0-Q4, salvo para las cajas 1 y 27 (pruebas 1 y 24 de la leyenda), en cada una de las cuales una respuesta asigna un valor atípico. Los valores medios obtenidos a partir de las encuestas muestran un rango de 16 puntos, un 43% más estrecho que el rango nominal (28 puntos), resultado de la dispersión en las respuestas para todas las pruebas.

Algo parecido ocurre con las respuestas del grupo de trabajo, aunque la reducción es menos acusada, debido en parte a que el número de respuestas es menor y también a que las respuestas se recogieron cuando el grupo ya había empezado a trabajar y había establecido ciertos consensos de partida que pueden haber condicionado una mayor uniformidad de criterio.

La Figura 56 muestra la correlación lineal entre los valores asignados a cada prueba por el grupo de trabajo y los encuestados. La correlación entre ambas es pobre ( $R^2 = 0.4$ ).

## 4. Conclusiones

Los resultados de la encuesta muestran una gran variabilidad de criterio en todos los aspectos y pruebas y apuntan a la dificultad de establecer un programa de control de calidad de estos equipos que responda a criterios objetivos de priorización y sea aplicable en todas las circunstancias existentes en nuestro ámbito. El número de respuestas recibidas, aunque es bajo, ha sido suficiente para reflejar esta disparidad de criterios.

Un programa de control de calidad debería establecerse sobre un análisis objetivo de los modos de fallo que permita decidir qué pruebas incluir y organizar los recursos disponibles. Elaborar una recomendación de validez general no es sencillo, máxime si tenemos en cuenta la variedad existente en equipos, instrumentos y, lo que es más relevante, técnicas terapéuticas desarrolladas.

En cualquier caso, debemos insistir en que la intención de esta encuesta y la del grupo de trabajo, no es establecer una tabla de valores de *IPR* (y por tanto un programa de control de calidad) que pueda ser implantada directamente en la práctica clínica, ya que el análisis de riesgos, la evaluación de los índices de prioridad y el diseño del programa de control de calidad de todo el equipamiento, incluido el acelerador de electrones, debe llevarse a cabo por cada centro de forma independiente, atendiendo a sus particularidades asistenciales y tecnológicas, y no puede sustituirse por una recomendación genérica que, en el mejor de los casos, solo servirá como una orientación.

Como limitación de este trabajo, cabe mencionar que las puntuaciones obtenidas por metodología FMEA no deberían asignarse basándose exclusivamente en la experiencia personal y la percepción del riesgo de los radiofísicos encuestados, al tratarse de un enfoque subjetivo, sino que deberían incluir un análisis cuantitativo de cada modo de fallo para obtener una evaluación de riesgos consistente y robusta. Por lo general, un análisis cuantitativo requiere mucho tiempo y necesita de recursos adecuados.

En ausencia de ese estudio cuantitativo, se vuelve muy importante registrar y analizar detalladamente la tendencia de cada parámetro implicado en las pruebas de verificación para ayudar a detectar y corregir posibles fallos ocurridos en nuestros aceleradores. Por lo tanto, los controles de calidad no deben considerarse como procedimientos estáticos sino más bien dinámicos. Debemos persistentemente repensar y seguir discusiones colectivas entre físicos médicos acerca de posibles mejoras en los protocolos existentes, optimizando continuamente el proceso.

## 5. Conflicto de intereses

Los autores declaran que no existe ningún conflicto de interés relacionado con el contenido del artículo.

## 6. Agradecimientos

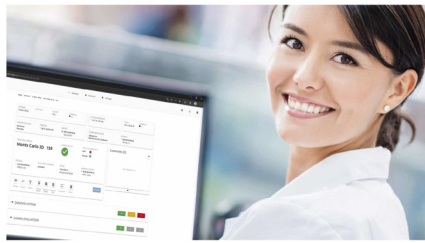
Queremos mostrar nuestro agradecimiento a las personas y servicios participantes, sin cuya ayuda no se hubiera podido recabar esta información.

## 7. Bibliografía

- Pinza C, Lliso F. Control de Calidad En Aceleradores Lineales de Uso Clínico.; 2009.
- Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys.* 2009;36(9):4197-4212. doi:10.1118/1.3190392
- Kirkby C, Ghasroddashti E, Angers CP, Zeng G, Barnett E. COMP report: CPQR technical quality control guideline for medical linear accelerators and multileaf collimators. *J Appl Clin Med Phys.* 2018;19(2):22-28. doi:10.1002/acm2.12236
- Patel I. Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy Report 81. In: IPEM Report 81, 2nd Edition. ; 2018.
- Mans A, Schuring D, Arends MP, et al. The NCS code of practice for the quality assurance and control for volumetric modulated arc therapy. *Phys Med Biol.* 2016;61(19):7221-7235. doi:10.1088/0031-9155/61/19/7221
- Smith K, Balter P, Duhon J, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 8.a.: Linear accelerator performance tests. *J Appl Clin Med Phys.* 2017;18(4):23-39. doi:10.1002/acm2.12080
- Ford EC, Gaudette R, Myers L, et al. Evaluation of Safety in a Radiation Oncology Setting Using Failure Mode and Effects Analysis. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2009;74(3):852-858. doi:10.1016/j.ijrobp.2008.10.038
- Masini L, Donis L, Loi G, et al. Application of failure mode and effects analysis to intracranial stereotactic radiation surgery by linear accelerator. *Pract Radiat Oncol.* 2014;4(6):392-397. doi:10.1016/j.pro.2014.01.006
- Jaros D, Kolarevic G, Paraskevopoulou C, Katsari K. [P274] A failure mode and effect analysis of deep inspiration breath-hold for left-sided breast cancer radiation therapy. *Phys Med.* 2018;52(2018):178-179. doi:10.1016/j.ejmp.2018.06.551
- Teo PT, Hwang MS, Shields W (Gary), et al. Application of TG-100 risk analysis methods to the acceptance testing and commissioning process of a Halcyon linear accelerator. *Med Phys.* 2019;46(3):1341-1354. doi:10.1002/mp.13378
- Huq MS, Fraass BA, Dunscombe PB, et al. The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management. *Med Phys.* 2016;43(7):4209-4262. doi:10.1118/1.4947547
- O'Daniel JC, Yin FF. Quantitative Approach to Failure Mode and Effect Analysis for Linear Accelerator Quality Assurance. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2017;98(1):56-62. doi:10.1016/j.ijrobp.2017.01.035
- Bonfantini F, Giandini T, Meroni S, et al. Application of failure mode and effects analysis to optimization of linac quality controls protocol. *Med Phys.* 2019;46(6):2541-2555. doi:10.1002/mp.13538
- Ochi Y, Saito A, Kawahara D, et al. A novel risk analysis of clinical reference dosimetry based on failure modes and effects analysis. *Phys Med.* 2019;58:59-65. doi:10.1016/j.ejmp.2019.01.014
- Das IJ, Cheng CW, Watts RJ, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med Phys.* 2008;35(9):4186-4215. doi:10.1118/1.2969070
- Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med Phys.* 1999;26(9):1847-1870. doi:10.1118/1.598691

### VERIQA - The Modular Software Platform

For comprehensive Patient QA



Treatment plan visualization  
VERIQA module RT View



Treatment plan evaluation  
VERIQA module RT Evaluate



Pre-treatment verification  
VERIQA module RT MonteCarlo 3D



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

#### Your advantages

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

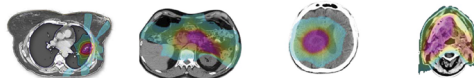


### VERIQA RT MonteCarlo 3D

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



Discover VERIQA RT MonteCarlo 3D



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

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

#### Your advantages

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



### VERIQA RT EPID 3D

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



Discover VERIQA RT EPID 3D

#### Advanced 3D back-projection approach

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

#### Forward approach\*

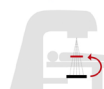
Current standard of commercial products



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

#### Back-projection approach\*

Used in VERIQA RT EPID 3D



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

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

#### Your advantages

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

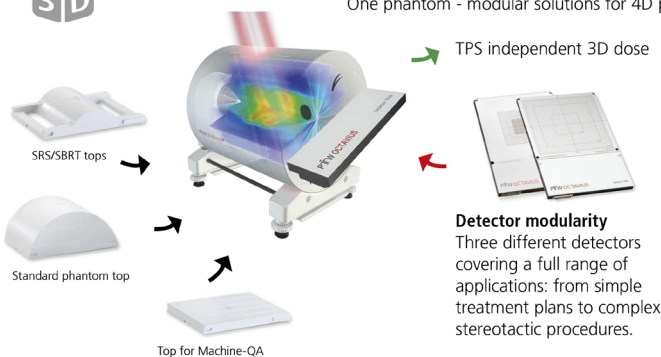


### OCTAVIUS<sup>4D</sup>

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



Discover OCTAVIUS 4D Detector 1600SR5



#### Your advantages

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





## Revisión de Artículos

**Mª Carmen Pujades\***

Comité de Redacción.

Estimados compañeros,

En esta publicación contamos con una muestra de cuatro reseñas de diferentes áreas de radioterapia e imagen.

Para empezar, presentamos dos trabajos relacionados con los colimadores multiláminas en radioterapia externa. En el primero de ellos, Juan Agustín Calama aborda la predicción con antelación de ciertos enclavamientos a través de una prueba dinámica diaria, consiguiendo así optimizar los tiempos de las paradas no programadas. En el segundo trabajo, Víctor Hernández trata la modelización del colimador multiláminas Agility a través de pruebas de ventanas deslizantes.

A continuación, cambiamos al ámbito de las altas tasas de dosis, donde José Paz nos detalla como se aplican técnicas numéricas para comprender la respuesta de las cámaras de ionización sometidas a elevadas tasas de dosis por pulso.

Para finalizar, Santiago Cobos nos introduce en el campo de la elaboración de rejillas antidifusoras con tecnología de impresión 3D de metal para la corrección de radiación dispersa en las imágenes de CBCT.

Desde el Comité de Redacción esperamos que sean de vuestro interés los trabajos seleccionados. Mi enhorabuena a los autores por su trabajo y muchas gracias por su contribución a esta sección. Nos vemos en el próximo número.

Un fuerte abrazo.

\* Correspondencia  
Email: mpuclau@gmail.com



## MLC performance prognosis using a degradation model based on trajectory log data from a daily test

Calama-Santiago JA, Molina-Lopez MY, Infante-Utrilla MA,  
Lavado-Rodríguez ME  
Med Phys 2022;49:7384–7403.

### Juan Agustín Calama-Santiago

Servicio de Oncología Radioterápica, Sección de Radiofísica, Hospital La Luz, Grupo Quironsalud, Madrid.

[jcalama@quironsalud.es](mailto:jcalama@quironsalud.es)

<https://doi.org/10.1002/mp.16004>

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

El deterioro progresivo de los diferentes componentes del MLC acaba por generar algunos de los enclavamientos más frecuentes en los aceleradores lineales. Esto puede dar lugar a paradas no programadas y en determinados casos a la pérdida de sesiones de tratamiento. Ciertos trabajos se han acercado al problema de intentar predecir con antelación estos enclavamientos a partir de la información recogida en archivos generados por el acelerador TrueBeam conocidos como “Trajectory Logs”. Sin embargo, los resultados obtenidos han sido modestos, principalmente por no discriminar el origen del error ni el tipo de enclavamiento. Nosotros nos planteamos encontrar una forma de predecir la aparición de estos enclavamientos basándonos en la misma información, recogida durante la administración de una prueba dinámica diaria, pero diferenciando por ambos factores.

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

El MLC es un sistema multicomponente que pueden fallar por motivos muy diferentes. No obstante, eligiendo ciertas características para la prueba diaria, y discriminando por enclavamiento (desviación de la trayectoria, primario/secundario), hemos podido acabar aislando determinadas causas predecibles y, por tanto, susceptibles de un mantenimiento predictivo. Un segundo reto fue adaptar técnicas propias de otras disciplinas como la ingeniería o la automática para calcular los tiempos de vida útil de las láminas deterioradas por estas causas. Estos métodos necesitan asunciones (inicio de degradación, valores de corte, etc.) que hemos debido obtener de un número de eventos relativamente pequeño, por lo que en el futuro el trabajo en este aspecto podría ser mejorado.

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

El resultado más importante ha sido demostrar la predictibilidad de los enclavamientos originados por impedimentos mecánicos al movimiento de las láminas a partir de la información del primario, y proponer una forma válida para determinar el tiempo de vida útil de esas láminas. Esto nos permitió, además, diferenciar entre diferentes causas para el enclavamiento, facilitando la intervención técnica. Otro resultado interesante ha sido demostrar que los problemas con los motores de las láminas no pueden deducirse de las lecturas del primario, al menos no utilizando exclusivamente el valor de la desviación en las pruebas propuestas en estos trabajos. Finalmente, también se ha confirmado, como mostraban trabajos previos, que el deterioro de ciertos componentes no es detectable a partir de la desviación registrada del primario, y puede dar lugar a errores importantes en el posicionamiento de las láminas durante los tratamientos, antes de acabar generando enclavamientos por discrepancias primario/secundario.

### ¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

El estudio facilita la implementación de un mantenimiento predictivo para optimizar los tiempos de parada no programados y evitar en lo posible la pérdida de sesiones de tratamiento. Además, la prueba dinámica propuesta permite revelar posicionamientos de láminas incorrectos, que no serían detectables mediante pruebas “estáticas” tipo “Picket Fence”, mucho antes de que estos empiecen a ser relevantes en los tratamientos. Sin embargo, queda pendiente la predicción de los errores debidos al deterioro del motor, sobre todo por sus consecuencias en el caso de la pérdida de cuentas del encoder.



## Challenges in modeling the Agility multileaf collimator in treatment planning systems and current needs for improvement

Hernandez V, Angerud A, Bogaert E, Hussein M, Lemire M, García-Miguel J, Saez J

Med Phys 2022;49:7404–7416.

### Víctor Hernández

Servicio de Protección Radiológica y Física Médica, Hospital Sant Joan de Reus, IISPV, Tarragona. Universitat Rovira i Virgili (URV), Tarragona.

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

<https://doi.org/10.1002/mp.16016>

---

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

Este estudio forma parte de un proyecto sobre modelización de MLCs en el que usamos dosis promedio obtenidas con pruebas de ventana deslizante (*sweeping gaps*) síncronos y asíncronos para caracterizar tanto el MLC (a partir de medidas con cámara Farmer) como el modelado implementado en el TPS (a partir de cálculos). Previamente desarrollamos un formalismo que permite, a partir de estas dosis promedio, investigar las limitaciones del modelado en el TPS y proponer mejoras en dichos modelos.

En nuestros primeros trabajos estudiamos los MLCs de Varian Millennium y HD120, que más tarde extendimos al MLC dual del Halcyon y en este trabajo damos un paso más aplicando el método al Agility de Elekta. Con cada uno de ellos hemos encontrado efectos dosimétricos interesantes y hemos aprendido mucho.

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

Los principales retos fueron interpretar los resultados experimentales obtenidos con el Agility que, en un primer momento, nos desconcertaron. Además, como ya habíamos visto anteriormente, conseguir importar el conjunto de tests en alguno de los sistemas de planificación utilizados (Monaco y RayStation) no es tan sencillo como debiera y, resolver esas dificultades técnicas requirió de diversas pruebas. En este trabajo contactamos con gente de varios centros, pero esto no representó ningún problema porque rápidamente encontramos compañeros encantados de colaborar, con los que hemos trabajado muy bien.

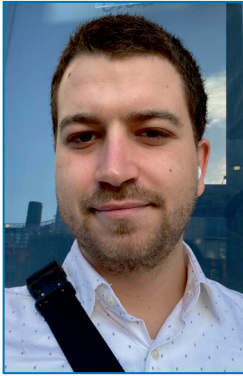
### ¿Cuál ha sido el hallazgo y los resultados más importantes del estudio?

El Agility tiene un diseño de MLC muy distinto a los MLCs de Varian. Para reducir la transmisión interlámina, los laterales de las láminas están desfocalizados (*tilting*), en lugar de un diseño de machihembrado (*tongue-and-groove*). Además, como en el Agility las láminas sustituyen a unas mordazas, su altura es mayor que en los MLCs de Varian y están situadas más cerca de la fuente.

Este diseño (principalmente el *tilting*) provoca que el extremo redondeado de las láminas del Agility tenga un impacto dosimétrico mayor y que su efecto se manifieste en una extensión también mayor. Esto plantea dificultades para el modelado en el TPS, y vimos que RayStation y Monaco no modelizan correctamente estos efectos, lo que dificulta mucho su correcta configuración.

### ¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

En primer lugar, este trabajo explica en términos simples e intuitivos por qué el Agility es más difícil de configurar en los sistemas de planificación. En segundo lugar, para poder reproducir correctamente y sin compromisos las características del Agility es necesario mejorar los modelos de MLC. Esto facilitaría mucho la configuración del Agility en el TPS, mejoraría la exactitud del modelo y extendería su rango de validez. La buena noticia es que han mejorado el modelo de MLC en RayStation para el Agility en base a los resultados de este trabajo y que el nuevo modelo estará ya implementado en la próxima versión de RayStation (2023B).



## Numerical modeling of air-vented parallel plate ionization chambers for ultra-high dose rate applications

Paz-Martín J, Schüller A, Bourgouin A, González-Castaño DM, Gómez Fernández N, Pardo-Montero J, Gómez Rodríguez F  
Phys Med 2022;103:147-156.

### José Paz-Martín

Departamento de física de partículas, Universidad de Santiago de Compostela, Praza do obradoiro, Santiago de Compostela, 15782, A Coruña.

[jose.martin@usc.es](mailto:jose.martin@usc.es)

<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2022.10.006>

---

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

La irrupción de nuevas modalidades de radioterapia que emplean dosis por pulso varios órdenes de magnitud superiores a la radioterapia convencional supone un reto para las cámaras de ionización disponibles comercialmente. Debido a la elevada densidad de portadores de carga se produce la recombinación de una fracción importante de éstos durante el proceso de deriva. Desafortunadamente, los modelos analíticos empleados en la actualidad para la determinación de la eficiencia de colección de carga (inversa del factor de corrección por saturación) presentan severas deficiencias cuando la dosis por pulso alcanza valores de cientos de mGy.

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

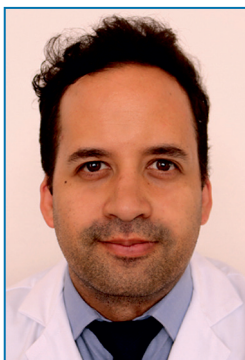
En este estudio se compara la corriente eléctrica en cada instante de tiempo inducida en una cámara de ionización durante el proceso de deriva de los portadores de carga con el modelo numérico desarrollado. Este test es mucho más exigente que simplemente comparar la carga total colectada ya que requiere una reproducción adecuada de todo el proceso dinámico que tiene lugar en la cámara de ionización. Desde el punto de vista numérico, uno de los mayores retos fue la búsqueda de unos parámetros de transporte (en particular, la velocidad y tiempo de vida medio de los electrones libres y las movilidades iónicas) con una precisión suficiente para reproducir el comportamiento real observado. La medida de la corriente eléctrica instantánea de una cámara de ionización con el ancho de banda necesario para observar la forma temporal de la corriente de electrones libres fue un considerable reto experimental. Esta corriente sigue la estructura temporal del pulso de radiación y se utilizó para comprobar la fracción efectiva de electrones libres de una cámara de ionización. La verificación experimental no hubiese sido posible sin el inestimable trabajo de los colaboradores del Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB).

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

El estudio muestra que un modelo numérico como el presentado es capaz de reproducir los procesos físicos (i.e. perturbación del campo eléctrico, recombinación iónica, deriva o tiempo de vida medio de los electrones libres) que se producen en cámaras de ionización en regímenes extremos (ultra-alta tasa de dosis por pulso) allá donde los modelos analíticos actuales no son capaz de dar una respuesta satisfactoria. Además, rompe con algunos de los esquemas tradicionales de la teoría de la recombinación como la existencia de una fracción de electrones libres constante en la cámara de ionización e independiente de la dosis por pulso.

### ¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

En este trabajo se han aplicado técnicas numéricas para el estudio de las cámaras de ionización sometidas a altas tasas de dosis por pulso. Este tipo de modelos permiten además investigar multitud de efectos que no se incluyen en las aproximaciones analíticas convencionales sobre la recombinación, como la presencia de electrones durante la colección de carga o el efecto de la duración de pulso en la respuesta de la cámara de ionización. Este artículo pretende profundizar en los fundamentos de la respuesta dinámica de las cámaras de ionización y alcanzar una descripción mucho más precisa de su comportamiento.



## 3D-printed large-area focused grid for scatter reduction in cone-beam CT

Santiago F Cobos, Christopher J Norley, Hristo N Nikolov, David W Holdsworth  
Med Phys 2023;50:240–7258.

### Santiago Fabián Cobos

Departamento de Biofísica Médica, Universidad de Western Ontario, Robarts Research and Imaging Institute, London Canada.

[scobos@uwo.ca](mailto:scobos@uwo.ca)

<https://doi.org/10.1002/mp.16005>

---

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

El uso de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT por sus siglas en inglés) se ha incrementado en múltiples aplicaciones clínicas con el pasar de los años. Inicialmente, esta modalidad tenía como objetivo proveer información puramente espacial, por ejemplo, en procedimientos de angiografía guiada, o para planificación de implantes dentales. Actualmente, estos equipos de tomografía están siendo utilizados con fines diagnósticos e incluso con el fin de planificar intervenciones quirúrgicas complejas. En dichos casos, mejorar las características de contraste y uniformidad de las imágenes es necesario para evitar diagnósticos erróneos o para facilitar la segmentación de las entidades anatómicas involucradas. En la geometría de haz cónico, ambas características, contraste y uniformidad, se ven altamente impactadas debido a que la fracción de radiación dispersa generada y capturada durante el examen es ordenes de magnitud mayor comparada con geometrías de haz en abanico. Por lo tanto, este estudio describe el diseño, fabricación, e implementación de una rejilla antidifusora cruzada enfocada con el objetivo de reducir la cantidad de radiación dispersa en tomografía computarizada de haz cónico.

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

Las rejillas antidifusoras lineares no enfocadas han sido descritas en la literatura por otros autores extensamente. Los retos y las dificultades de este proyecto tuvieron que ver con las modificaciones y mejoras propuestas por nuestro equipo. Por ejemplo, la manufactura de rejillas lineares no enfocadas es (en términos generales) sencillo. Se pueden construir alternando láminas de plomo muy delgadas y espaciadores de fibra. Sin embargo, la fabricación de rejillas cruzadas es más complicado, e incluso más en el caso de rejillas enfocadas. El uso de impresoras 3D de metal ha sido tendencia como un método de fabricación alternativo. Sin embargo, son pocas las publicaciones describiendo el uso de tecnología de impresión 3D metálica para este fin, cuando la rejilla es lo suficientemente grande como para cubrir una porción significativa del detector. Adicionalmente, los septos de la rejilla limitan la captura de rayos X directos. Inicialmente, pensamos que este problema se podía resolver con una simple corrección de ganancia, pero en la práctica no fue así.

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

Pienso que además de demostrar que se puede mejorar el contraste y la uniformidad en las imágenes tomográficas al eliminar radiación dispersa usando rejillas elaboradas con tecnología de impresión 3D de metal. Nuestro estudio presenta los detalles del diseño, elaboración, e implementación de estos dispositivos de inicio a fin. Incluyendo el uso de una nueva técnica de corrección de ganancia la misma que toma en cuenta la respuesta del detector y de los pixeles afectados por la rejilla a varios niveles.

### ¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

En el campo de corrección de radiación dispersa en CBCT existe mucho debate en relación con los beneficios y desventajas del uso de rejillas. Muchos investigadores consideran que es más práctico modelar la dispersión y corregir las imágenes usando software. Especialmente cuando la rejilla es muy densa y es necesario incrementar el miliamperaje como método de compensación o cuando la corrección de ganancia asociada a la rejilla introduce artefactos de anillo en las reconstrucciones tomográficas. Nosotros demostramos que es posible mejorar la calidad de la imagen sin necesidad de incrementar el miliamperaje y que es posible corregir la ganancia en el detector sin producir artefactos de anillo.



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

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



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

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

**PHILIPS**  
sense and simplicity







## Reseñas de tesis doctorales

**Diego García Pinto\***

Comité de Redacción.

En este nuevo número retomamos la sección de reseñas con la tesis de Carles Muñoz Montplet que ha sido defendida en marzo del 2022.

Carles nos presenta el estudio que han realizado sobre el impacto dosimétrico que tiene el hecho de cambiar el cálculo de dosis utilizando el algoritmo *Analytical Anisotropic Algorithm* por el de un algoritmo de gran exactitud como es AcurosXB. Los resultados de su trabajo facilitarán la toma de decisiones cuando se pretenda cambiar al algoritmo de AcurosXB.

Os animo a todos a que leáis la reseña y para aquellos que tengan interés en profundizar en el tema, podéis acceder al documento completo de la tesis ya que hemos incluido el enlace al mismo.

Como ya es costumbre, me gustaría dar la enhorabuena a los nuevos doctores y doctoras que han defendido la tesis a lo largo del año 2022. Por desgracia no hemos sido capaces de contactar con todos aquellos que han presentado su trabajo el año pasado, pero tenemos la intención de ir incluyendo todas las tesis en los siguientes números. Os animo a todos y a todas a que os pongáis en contacto con nosotros para incluir vuestro trabajo y darlo a conocer en nuestra revista.

Un saludo a tod@s.

---

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



## Impacto clínico del cálculo de la dosis absorbida en radioterapia externa mediante un nuevo algoritmo basado en la solución de la ecuación de Boltzmann

**Autor:** Carles Muñoz Montplet

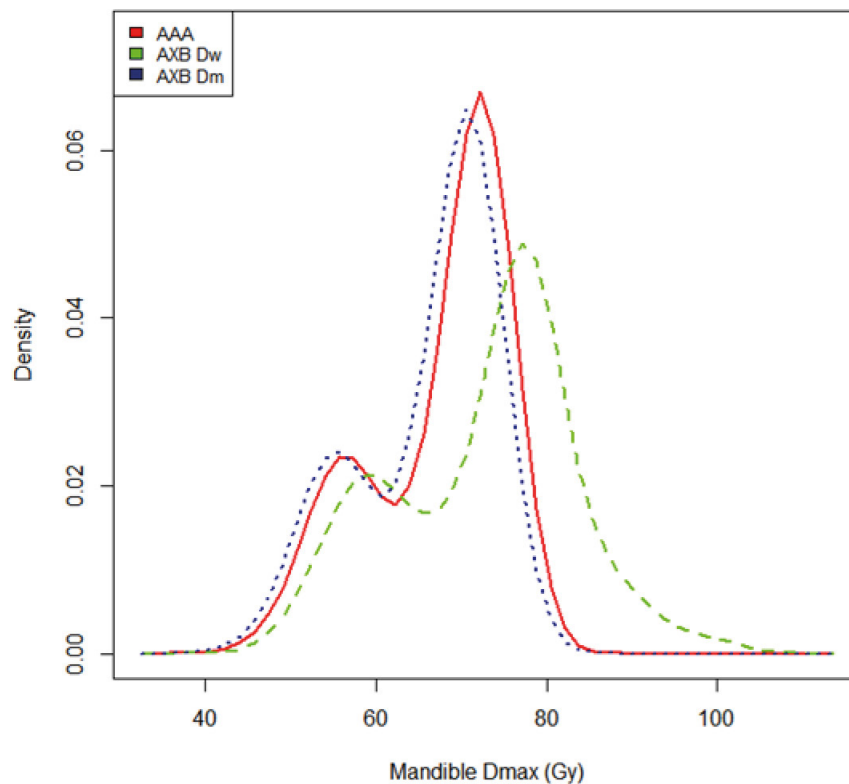
**Directores:** Joan Carles Vilanova Busquets, Rafael Fuentes Raspall

Lectura: 01/03/2022. Universitat de Girona.

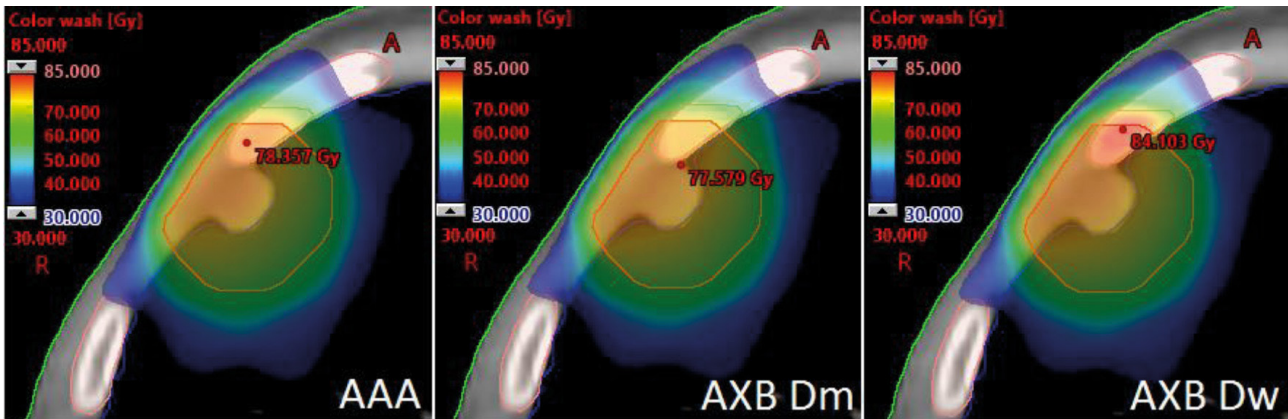
Enlace a la tesis completa: <http://hdl.handle.net/10803/674358>

El algoritmo de cálculo de dosis absorbida en radioterapia externa Acuros XB (AXB), basado en la solución de la ecuación de Boltzmann, ha demostrado alcanzar un nivel de exactitud superior al del algoritmo de convolución/superposición AAA, especialmente en técnicas como la VMAT en pacientes de cabeza y cuello (CC) o la SBRT pulmonar. La adopción de AXB en la práctica clínica requiere un estudio detallado de las diferencias en el cálculo de dosis respecto a AAA. En esta tesis se evaluó el impacto dosimétrico al cambiar de AAA a AXB, reportando la dosis en medio y en agua, en 110 pacientes de CC tratados con VMAT y 54 pacientes de pulmón tratados con SBRT. Se determinó

si las prescripciones de dosis en los volúmenes blanco y las restricciones a los órganos de riesgo deben modificarse y, para la cohorte de cabeza y cuello, se estableció la relación entre las dosis máximas en la mandíbula y la incidencia de osteoradionecrosis (ORN) para los dos algoritmos y modos de reportar la dosis. Obtuvimos que las diferencias entre AXB y AAA son inferiores al umbral de detectabilidad clínica, excepto para estructuras que incluyen hueso, como la mandíbula en VMAT de cabeza y cuello y las costillas en SBRT pulmonar. Por otra parte, obtuvimos que AXB reportando la dosis en agua puede ser la mejor combinación para predecir la ORN mandibular. Los resultados de esta investiga-



**Fig. 1.** Gráfico de densidad de kernel de la Dmax en la mandíbula para la cohorte de cabeza y cuello. Se pueden observar las diferencias sistemáticas, así como en la variabilidad entre pacientes, entre AAA, AXB Dm y AXB Dw.



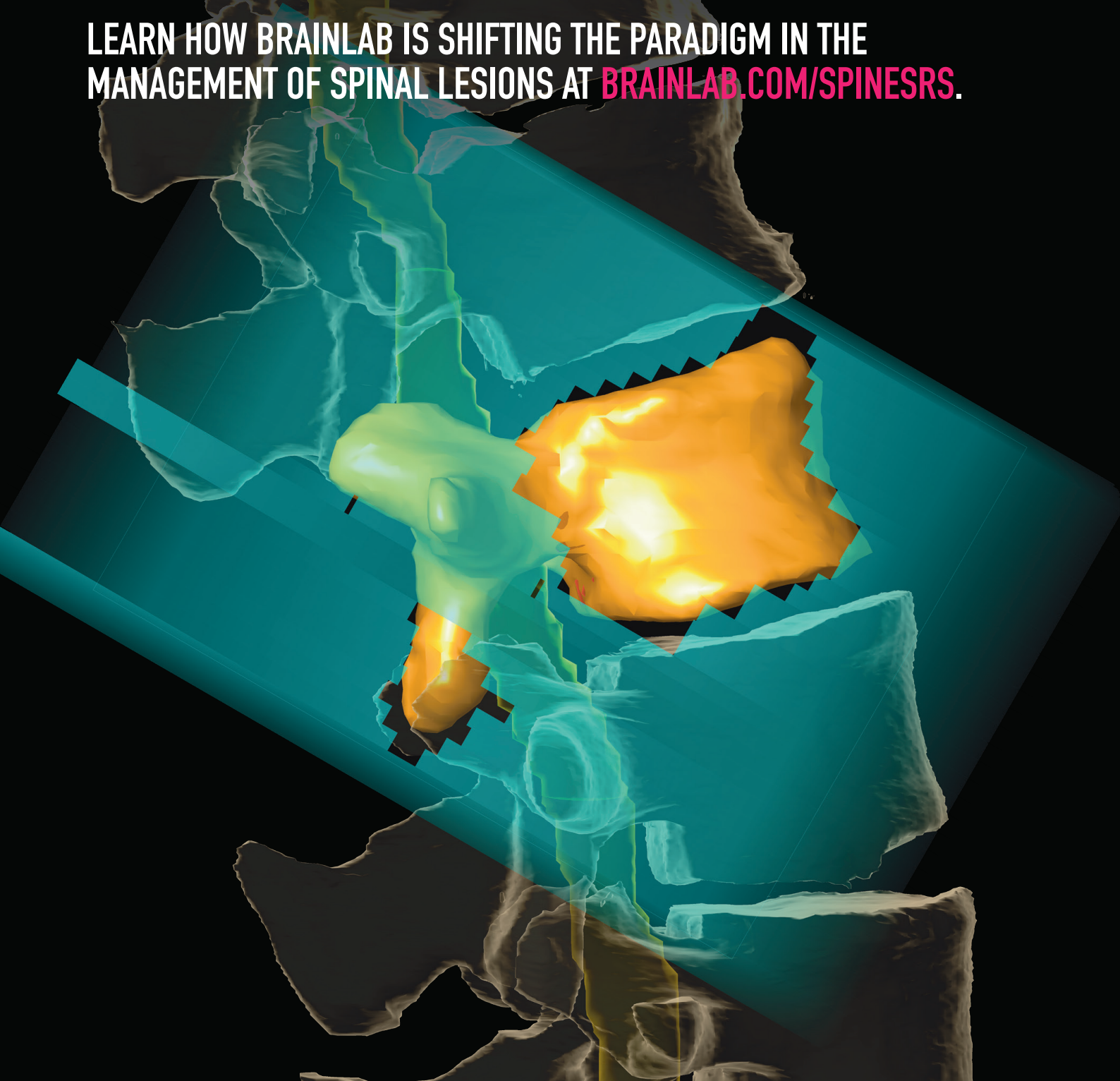
**Fig. 2.** Diferencia en las distribuciones de dosis entre AAA, AXB Dm y AXB Dw en un caso en el que una costilla de alta densidad se encuentra dentro del PTV.

ción facilitan la toma de decisiones al cambiar al algoritmo AXB en la práctica clínica y aportan herramientas

para posibilitar estudios sobre el impacto clínico de sus diferencias con respecto a AAA a nivel multicéntrico.

# 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).



# Información para los autores

## Objetivos de la *Revista de Física Médica*

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

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

## Normas generales de presentación de los originales

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

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

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

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

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

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

## Presentación y preparación de originales

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

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

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

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



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

#### *Revistas*

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

#### *Libros*

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

#### *Capítulos de libros*

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

#### *Ponencia en conferencia*

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

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



## Autoría

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

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

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

## Posibilidad de una publicación no original

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

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

## Ética

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

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

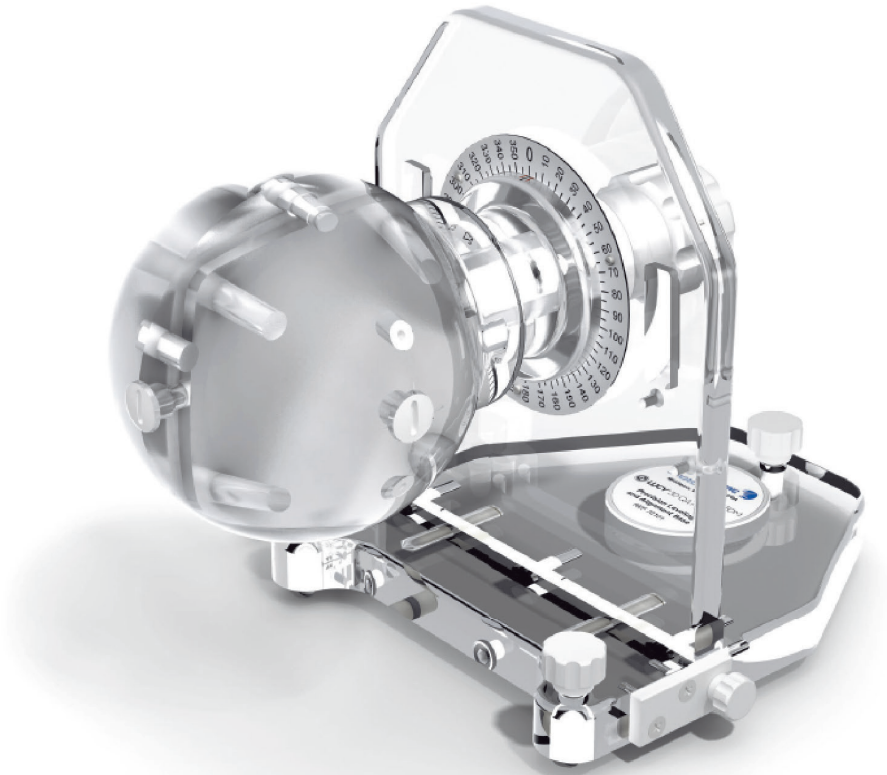
## Proceso de publicación

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



# RADIAPROT

HEALTHCARE RADIATION

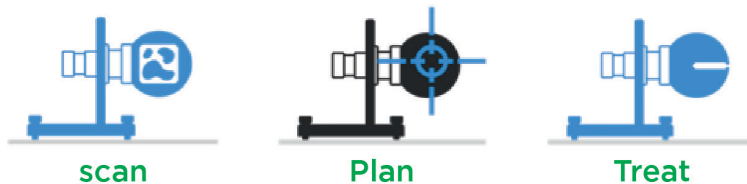


## MANIQUI DE CONTROL DE CALIDAD **LUCY 3D DE STANDARD IMAGING**

Control de calidad en Estereotaxia sin parangón.

Una exactitud de 0,1 mm minimiza cualquier error en cada paso de la cadena de control de calidad en radiocirugías.

El maniqué Lucy 3D incluye una gran cantidad de insertos que permiten optimizar su uso en cualquier paso del proceso de control de calidad. Dichos insertos permiten su colocación precisa, adquisición de imágenes en CT o RM y su posterior fusión, planificaciones muy seguras y verificación disimétrica mediante detectores o película.



+34 915 10 40 79 - [info@radiaprot.com](mailto:info@radiaprot.com)  
[www.radiaprot.com](http://www.radiaprot.com)



# Sociedad Española de Física Médica

## Sociedad Española de Física Médica (SEFM)

### BOLETÍN DE AFILIACIÓN

- NUEVA AFILIACIÓN (Ruego adjunten una fotocopia del Título)  
 ACTUALIZACIÓN DE DATOS

APELLIDOS	
NOMBRE	FECHA DE NACIMIENTO
NIF N°	TÍTULO ACADÉMICO

DOMICILIO PARTICULAR			
CALLE/PLAZA/AV		N°	PISO
CÓD.POSTAL	POBLACIÓN	PROVINCIA	
TELÉFONO PARTICULAR		FAX	

CENTRO DE TRABAJO			
CENTRO			
SERVICIO/DPTO			
CALLE/PLAZA/AV			
CÓD.POSTAL	POBLACIÓN	PROVINCIA	
TELÉFONO	EXTENSIÓN	FAX	
E-MAIL			
CATEGORIA PROFESIONAL			
<input type="checkbox"/> RESIDENTE	Año de Residencia		

<input type="checkbox"/> ENVIAR CORRESPONDENCIA	<input type="checkbox"/> DOMICILIO PARTICULAR	<input type="checkbox"/> TRABAJO
---	---	----------------------------------

SOCIOS QUE AVALAN SU CANDIDATURA (Más de 5 años de antigüedad en la SEFM):

D/DÑA		FIRMA	
D/DÑA		FIRMA	

DOMICILIACIÓN BANCARIA			
IMPORTE ANUAL GENERAL:	60 EUROS		
IMPORTE ANUAL RESIDENTES:	30 EUROS (Presentar justificante residencia)		
AUTORIZO EL CARGO DE LOS RECIBOS QUE PRESENTE LA SEFM			
CÓDIGO ENTIDAD	□ □ □ □	CODIGO OFICINA	□ □ □ □
DIGITO DE CONTROL	□ □	N° DE CUENTA	□ □ □ □ □ □ □ □ □ □

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

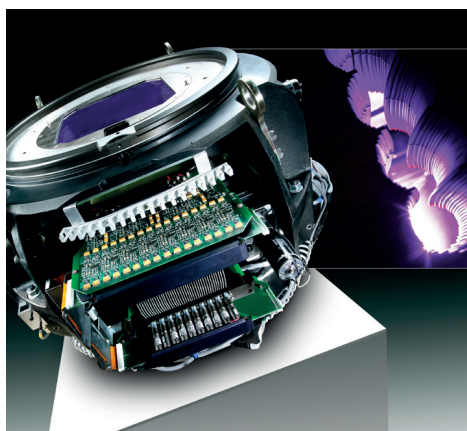
FIRMADO:

--

# imagine



...el doble de láminas al doble de velocidad



## Con Agility™, esto es realidad.

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

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

4513 371 0993 03:12



Experience the Elekta Difference  
Más información en: [elekta.com/imagine](http://elekta.com/imagine)







# 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](http://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](http://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

---

<b>Editorial</b>	<b>11</b>
<b>Artículos científicos</b>	
Diseño de un sistema local de notificación y aprendizaje de sucesos en radioterapia basado en SAFRON <i>Carlos Prieto Martín, Paula García Castañón, Rocío Simón de Blas, Sergio Honorato Hernández, Paloma Botella Faus, Pablo Chamorro Serrano, Rodrigo Rosado del Castillo</i>	<b>13</b>
Design of a local incident learning system in radiotherapy based on SAFRON <i>Carlos Prieto Martín, Paula García Castañón, Rocío Simón de Blas, Sergio Honorato Hernández, Paloma Botella Faus, Pablo Chamorro Serrano, Rodrigo Rosado del Castillo</i>	<b>21</b>
Una herramienta informática para la planificación automática de los tratamientos de arcoterapia con intensidad modulada volumétrica <i>Pedro Sánchez Galiano, Silvia Fernández Cerezo, Javier Sánchez Ruipérez, Alfonso Villacé Gállego, Zahara Martín Rodríguez, Diego Crelgo Alonso, José Fernández García</i>	<b>29</b>
Análisis de un protocolo de radioterapia guiada por imagen con marcadores fiduciales en radioterapia prostática hipofraccionada <i>Roser Fayos-Solá Capilla, Pablo Castro Tejero, Almudena Zapatero Laborda, David Hernández González, María Roch González, Alberto Viñals Muñoz, Paloma Botella Faus</i>	<b>43</b>
Modelo de ajuste del perfil de dosis de un TC sobre un maniquí estándar de cabeza de PMMA <i>Francisco Rafael Lozano Martínez, Luis Carlos Martínez Gómez</i>	<b>51</b>
<b>Informe</b>	
Diseño y resultados de la encuesta sobre control de calidad de aceleradores lineales <i>Miguel Martínez Albaladejo, Manuel Vilches Pacheco, Pedro Almendral Manzano, Eva Ambroa Rey, Carlos Luis Ferrer Gracia, Jaime Pérez-Alija Fernández, Ricardo Tortosa Oliver, Françoise Lliso Valverde</i>	<b>63</b>
<b>Revisión de artículos</b>	<b>89</b>
<b>Reseñas de tesis doctorales</b>	<b>95</b>

