

REVISTA ARGENTINA DE

# FÍSICA MÉDICA

1

ISSN 3072-6719

BUENOS AIRES - AÑO 1 - N° 1 - 2024  
SOCIEDAD ARGENTINA DE FÍSICA MÉDICA



# STAFF

ISSN 3072-6719

## CONSEJO DIRECTIVO 2022 - 2024

**PRESIDENTE:** Dionisio José McDonnell / presidencia@safim.org

**VICEPRESIDENTE:** Virginia Venier / vicepresidencia@safim.org

**TESORERO:** Judith Kessler / tesoreria@safim.org

**SECRETARIA:** María Laura Haye / secretaria@safim.org

**VOCALÍA:** Julieta Robledo, Edgardo Garrigó y Mauro Namías

**VOCALÍA SUPLENTE:** Federico Bregains y Ricardo Ruggieri

## COMISIÓN FISCALIZADORA:

Titular: Mariana Casal, Roberto Isoardi, Rosana Sansogno

Suplente: José Luis Dumont y Caroline Descamps

## COMISIÓN EDITORIAL / COMISIÓN DE PUBLICACIONES:

Coordinador:

Gustavo Sánchez

Miembros:

Rosana Pirchio

Ana Lucía Poma

Jorge Escobar

## COMISIÓN DE EDUCACIÓN Y CAPACITACIÓN:

Coordinador:

Federico Bregains

Miembros:

Daniel Venencia

Manuel Molina

Carolina Trotta

Ezequiel Larger

Ezequiel Gómez

Mariana Casal

Caroline Descamps

Susana Papadópolos

## COMISIÓN DE EVENTOS Y CONGRESOS:

Coordinador:

Ezequiel Larger

Miembros:

Rosana Pirchio

Ana Lucía Poma

Gustavo Sánchez

Egle Aón

## COMISIÓN DE DIFUSIÓN:

Coordinadora:

Egle Aón

Miembros:

Ezequiel Larger

María Laura Haye

Julieta Robledo

Santiago Girola

## COMISIÓN DE GÉNERO:

Coordinadora: Virginia Venier

Miembros:

Jesuana Aizcorbe

Julieta Irazoqui

## COMISIÓN DE RELACIONES INSTITUCIONALES:

Coordinador: José Luis Dumont

Miembros:

Jesuana Aizcorbe

Mariana Casal

Vanessa Sanz

## COMISIÓN DE RECONOCIMIENTOS Y PREMIOS:

Coordinador: María Laura Haye

DISEÑO Y DIAGRAMACIÓN: Ana Laura Tagliero

# EDITORIAL

POR ROSANA PIRCHIO, EDITORA DE LA REVISTA

La Sociedad Argentina de Física Médica - SAFIM, creada hace más de 30 años, busca incansablemente la difusión de las tareas del Físico Médico y su valoración. Tiene un gran compromiso en la difusión de conocimiento, en las discusiones entre pares, en lograr trabajos en conjunto con otras organizaciones internacionales como el Organismo Internacional de Energía Atómica, Asociación Latinoamericana de Física Médica, la Asociación Internacional de Protección Radiológica y otras.

En esta oportunidad, y con gran esfuerzo de la Sociedad, podemos proyectar y visibilizar la SAFIM en el mundo con la primera edición de la Revista Argentina de Física Médica, que se editará de manera semestral. La imaginamos en septiembre del 2023, con muchas expectativas. Creemos que, si bien no logramos todo lo que pensamos, hicimos lo máximo posible y estamos comprometidos a mejorarla, atendiendo las sugerencias de nuestros colegas. Nuestro objetivo es integrar los saberes de Físicos Médicos de todo el país y que estén al alcance de estudiantes, docentes, científicos y especialistas en la materia.

Esta revista, busca encuadrarse en un formato de estándares internacionales. La misma se ajusta a coincidencias con otras Revistas de Física Médica. Entre los integrantes de la Comisión, trabajamos codo a codo con Gustavo Sánchez, Jorge Escobar y Ana Poma. Un placer trabajar con ellos, una grata experiencia.

La estructura de la Revista comienza con una nota del Presidente de SAFIM José McDonnell, continuando con la presentación de los miembros del Consejo Directivo y de las diferentes Comisiones de la Sociedad. Recordamos a aquellos compañeros que se fueron. En este ejemplar, evocamos la memoria de la Magister Mariana Cabrejas. Luego, añadimos una sección biográfica de científicos que marcaron un rumbo en la historia de la Física Médica, en esta oportunidad: Marie Curie.

Por otra parte, contamos con publicaciones científicas y de difusión, que abarcan diferentes temáticas de nuestra área. Incluimos así mismo entrevistas personales a expertos. Incorporamos además una sección de reseñas de tesis que forman parte del trayecto de formación en Física Médica de nuestro país.

Para finalizar, incluimos a modo de cartelera información referida a eventos del semestre de publicación de la revista, así como publicaciones, reportes y videos relativos a la formación continua de nuestra profesión.

Durante las distintas publicaciones de la revista, trazaremos un recorrido de la historia de SAFIM a través de testimonios de sus integrantes. Invitamos a participar de la revista a aquellos socios que así lo deseen y proponemos que la revista se constituya como un medio de difusión de su trabajo y experiencia.

Proyectamos ampliar las secciones, hacerlas interactivas. Leemos todas las sugerencias en pos de hacer la mejora continua de esta revista que iniciamos. Como podrán observar, tenemos muchos sueños, esperamos cumplirlos y que esta primera edición, sea de su agrado.

*Rosana Pirchio*



**14º CONGRESO ARGENTINO**  
**DE FÍSICA MÉDICA**  
**OCTUBRE 2024**  
BARILOCHE • ARGENTINA

**3 Y 4 DE OCTUBRE**

**CENTRO ATÓMICO BARILOCHE**  
**COMISIÓN NACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA DE ARGENTINA**  
**INSTITUTO BALSEIRO**

**BARILOCHE • ARGENTINA**



 Instituto Balseiro

 Comisión Nacional  
de Energía Atómica

# SUMARIO

## REVISTA ARGENTINA DE FÍSICA MEDICA 2024 - SAFIM

### 1. PRESENTACIÓN Y SALUDOS

STAFF / NOTA EDITORIAL	2
SUMARIO	4
NOVEDADES	6
MENSAJE PRESIDENTE SAFIM	8
MENSAJE COORDINADOR DEL COMITÉ DE PUBLICACIONES IOMP	9
SALUDO PRESIDENTE DE ALFIM	10

### 2. ARTÍCULOS DE DIFUSIÓN

CENTRO REGIONAL DE REFERENCIA CON PATRONES SECUNDARIOS PARA DOSIMETRÍA (CRRD)	12
EL USO DE BLINDAJES SOBRE EL PACIENTE	16
NUEVA LÍNEA DE EQUIPOS DE RADIOLOGÍA DIGITAL DIRECTO (PIMAX)	20

### 3. ENTREVISTAS

DR. MAURICIO SICA POR ANA POMA	24
GABIRLA DE PINO y FEDERICO BIAFORE POR GUSTAVO SÁNCHEZ	36
LIC. GRACIELA VELEZ POR JORGE ESCOBAR	47

### 4. BIOGRAFÍAS

MARIE CURIE POR ROSANA PIRCHIO	28
MARIANA LEVI DE CABREJAS POR ROSANA PIRCHIO	42

### 5. RESEÑAS DE TESIS

LUISA M. ANDRADE LÓPEZ	52
RODRIGO CÁRDENAS SZIGETY	53
TATIANA C. CUSIS CASTRO	54
ROCÍO L. GILLI	55
MATÍAS A. KLOSTER	56

### 6. TRABAJOS CIENTÍFICOS

IRRADIACIÓN TOTAL DE PIEL: COMISIONAMIENTO E IMPLEMENTACIÓN CLÍNICA	58
DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE FANTOMAS PARA CONTROL DE CALIDAD MAMOGRÁFICA. DOSIMETRÍA EN MAMOGRAFÍA	68
IMPLEMENTACIÓN DE MODELO DE PSEUDO-DIFUSIÓN PARA IDENTIFICACIÓN DE PATOLOGÍA ONCOLÓGICA EN LA PRÓSTATA	75
UTILIZACIÓN DE FIBRAS NERVIOSAS GENERADAS POR MEDIO DE IMÁGENES DE RESONANCIA MAGNÉTICA CON TENSOR DE DIFUSIÓN (RM-DTI) EN TRATAMIENTOS DE RADIOCIRUGÍA	81

### 7. ANEXOS

INFO IMPORTANTE	90
SER PARTE	92





Proyectos tecnológicos  
complejos que mejoran  
nuestro día a día.

**INVAP**

[www.invap.com.ar](http://www.invap.com.ar)



# SOCIEDAD ARGENTINA DE FÍSICA MÉDICA

## EN ACCIÓN

La Sociedad Argentina de Física Médica (SAFIM) constituida en 1995, prevé de acuerdo a su Estatuto, su dirección y administración por parte de un Consejo Directivo, compuesto por 7 cargos titulares y dos suplentes, así como la formación de una Comisión Fiscalizadora, conformada por 3 cargos titulares y 2 suplentes. Los mandatos de los miembros de ambos, tienen una duración de 2 años, siendo el período actual 2022-2024.

En el año 2023, se realizó una convocatoria abierta a todos los socios de SAFIM, para participar en las diferentes Comisiones de Trabajo que se conformaron desde la Comisión Directiva. El objetivo de estas Comisiones, es trabajar sobre áreas específicas, de forma paralela a la labor de la Comisión Directiva, siguiendo un reglamento básico, y dándole continuidad a las distintas actividades e iniciativas que surjan sobre los diversos temas de interés.

Cada una de estas Comisiones, ha planteado objetivos y metas a alcanzar a través del trabajo cooperativo. Se ha logrado, durante este período de tiempo, desarrollar tareas, actividades y propuestas, en beneficio de los socios. A continuación se mencionan de forma breve, las actividades más destacadas de cada una de ellas, así como sus coordinadores y miembros.

Por parte de la Comisión de Educación y Capacitación, se han llevado a cabo en 2023, dos Jornadas de Intercomparación Dosimétrica para Cámaras de Pozo, una de ellas desarrollada en la ciudad de Rosario y la otra en Córdoba, con la participación de físicos del Centro Regional de Referencia con Patrones Secundarios para Dosimetría (CRRD) y de diferentes instituciones, públicas y privadas. El objetivo de esta actividad, fue facilitar un espacio conjunto, para brindar a los físicos de las instituciones, la posibilidad de realizar la calibración de sus cámaras de pozo con la opción de obtener el

respectivo certificado emitido por el Centro de Referencia, satisfaciendo una necesidad concreta de los socios. Se realizaron, además, algunos webinars sobre temas específicos, como "Control de Calidad en Mamografía", brindado por Humberto Romano y "Aplicación del Nuevo Código de Práctica de IAEA para Calibración de Cámaras de Pozo", a cargo de Leopoldo Mazzucco. Así también, se llevó a cabo el Taller sobre "Dosimetría Interna en Terapias Metabólicas", con la participación de Mauro Namías.

Actualmente, se encuentra en proceso, la organización del "14° Congreso Argentino de Física Médica", cuya puesta en marcha fue llevada a cabo por la Comisión Directiva en coordinación con la Comisión de Eventos y Congresos. Esta es una gran tarea, que requiere de un esfuerzo conjunto y cooperativo desde las diferentes Comisiones, aportando desde las distintas áreas, el trabajo necesario para lograr este importante objetivo. La Comisión de Congresos y Eventos, formó diferentes Comités para llevar a cabo las tareas de manera eficiente y organizada. De esta manera, surge el Comité Organizador del Congreso, a cargo de la organización general del evento, el Comité Científico, que se ocupa de la elaboración del programa científico del congreso y el Comité Evaluador, que se encargará de la evaluación de los trabajos científicos presentados. Todos estos comités están formados por colegas, que se han comprometido con esta interesante y desafiante tarea de contribuir de manera voluntaria, a la concreción de este evento científico organizado por nuestra Sociedad.

Por su parte, esta Comisión, juega un papel muy importante para el crecimiento y avance de nuestra Sociedad, ya que su objetivo es extender y fortalecer lazos con las diferentes sociedades, organizaciones e instituciones, que permiten la expansión de SAFIM, y de esta manera, de los socios.

Existen convenios vigentes con otras sociedades, y se busca constantemente, poder seguir sumando este tipo de beneficios para los socios.

Desde la Comisión de Género, se tiene como objetivo trabajar sobre diferentes cuestiones relacionadas a este tema, en el ámbito del desempeño de los físicos médicos. Esta Comisión ha llevado a cabo una encuesta dirigida a socios y no socios de SAFIM, con el objetivo de recabar información sobre los trayectos formativos y laborales en el ámbito de la Física Médica en Argentina, junto con información sobre el uso del tiempo, en particular, respecto de las tareas de cuidado, la cual, estuvo destinada a todos los físicos médicos que trabajan actualmente en el país, ya sea en el ámbito clínico o académico. Los resultados que se obtuvieron, se encuentran disponibles para todos los interesados y serán publicados en nuestra página web.

Una muy grata, trabajosa y ardua tarea, se lleva a cabo desde la Comisión de Publicaciones, que hace posible la Revista de SAFIM que hoy llega a los socios, y nos permite mostrar el trabajo de los profesionales de la Física Médica en Argentina, Latinoamérica y el mundo, y acercarnos como miembros de esta Sociedad, para formar parte, a través de la publicación de trabajos científicos, entrevistas e historias que nos enriquecen. Esta revista cuenta con su correspondiente ISSN, con el objetivo futuro de seguir creciendo como publicación que contará con su registro. Está pensada con una entrega semestral, mediante formato electrónico y estará disponible en el sitio web de SAFIM. Este es un gran logro para la visibilidad de nuestra Sociedad en be-

neficio de los socios.

Cada uno de estos eventos y actividades, fueron dados a conocer a través de la Comisión de Difusión, que lleva a cabo el manejo de las redes sociales de SAFIM (Instagram, Facebook, LinkedIn), y el sitio web, <https://www.safim.org/>, permitiendo estar en constante intercambio y relación con los socios, con otras organizaciones, y facilitando así, la comunicación y difusión de actividades, eventos, cursos, talleres, posibilidades laborales y becas y fechas importantes, entre otros temas, que son de interés para los socios. Mediante el trabajo de esta Comisión, se ha podido expandir la comunidad social de SAFIM, no solo en nuestro país, si no también Latinoamérica.

Por último, la Comisión de Premios y Reconocimientos, tiene como objetivo, además de la entrega de premios en congresos y eventos científicos organizados por SAFIM, establecer un premio que otorgue SAFIM, anualmente, a algún socio destacado, por su labor de extensión y difusión de la profesión de la Física Médica y/o aporte para el crecimiento y fortalecimiento de la misma en la región. Brindando reconocimiento a nuestros socios.

Desde ya agradecemos el esfuerzo y trabajo de todos los miembros de las Comisiones, e invitamos a los socios a participar y formar parte del crecimiento de nuestra Sociedad.

*Maria Laura Hays*

The image features a circular diagram with a central red hexagon containing a white atomic symbol. Surrounding this center are eight segments, each with a white icon and a label: 'Radioactive Logistics' (box with radiation symbol), 'Radiation Therapy' (hand with radiation symbol), 'Radiopharmaceuticals & Chemicals' (flask with radiation symbol), 'Radiopharmaceutical Development' (flask with radiation symbol), 'Radiosynthesis & QC Solutions' (flask with radiation symbol), 'Hot Cells & Radiation Protection Solutions' (flask with radiation symbol), 'Contract Manufacturing' (flask with radiation symbol), and 'Regulatory Support' (clipboard with radiation symbol). The background is a repeating pattern of orange hexagons with white atomic symbols.

**TECHONUCLEAR**  
Somos parte de  Eckert & Ziegler

# José McDonnell

## PRESIDENTE DE SAFIM



Estimados colegas y amigos,

Es con gran entusiasmo y satisfacción que les presentamos nuestra nueva publicación oficial de la Sociedad, la Revista Argentina de Física Médica. En un mundo donde la investigación y la innovación son cruciales, creemos que esta revista desempeñará un papel fundamental al proporcionar una plataforma dedicada a la difusión de conocimientos y avances en el ámbito de la Física Médica.

La Revista Argentina de Física Médica tiene como objetivo principal servir como un foro de intercambio de ideas y experiencias entre investigadores, profesionales de la salud y especialistas en Física Médica. Nuestra revista acogerá una amplia gama de temas, que incluyen, pero no se limitan a, radioterapia, diagnóstico por imágenes, dosimetría, física de las radiaciones, radiobiología, y tecnologías emergentes en medicina nuclear.

Nos comprometemos a mantener los más altos estándares de calidad académica y ética editorial en todas nuestras publicaciones. Nuestro proceso de revisión por pares garantizará la excelencia científica y la integridad en cada artículo que publique-

mos. Además, aspiramos a fomentar la colaboración internacional y la diversidad de perspectivas, promoviendo así el crecimiento y la innovación en la comunidad de Física Médica.

Invitamos a todos los investigadores, académicos y profesionales a contribuir con sus trabajos a la Revista Argentina de Física Médica, ya sea mediante la presentación de artículos originales, revisiones exhaustivas, comunicaciones breves, o perspectivas editoriales. Juntos, podemos impulsar el avance de la Física Médica y su aplicación en beneficio de la salud y el bienestar de la sociedad.

Destaco el trabajo de la Comisión de Publicaciones y del equipo editorial que permitieron alcanzar el objetivo de publicar esta Revista y les extendemos una cálida invitación a unirse a nosotros en este emocionante viaje hacia la excelencia científica y la innovación en la física médica.

¡Esperamos contar con su apoyo y contribuciones!

*José McDonnell*



# Photonix

*Distribuidor Exclusivo*

**varian**  
A Siemens Healthineers Company

 **SUN NUCLEAR**  
A MIRION MEDICAL COMPANY

 **CQ MEDICAL™**  
Formerly CIVCO RT™ and Qfix®

 **xstrahl**



# Francis Hasford

CHAIR OF PUBLICATIONS COMMITTEE IOMP

*Presidente del Comité de Publicaciones IOMP*



Dear Members of the Argentine Society of Medical Physics (SAFIM),

I hope this message finds you all in good health and high spirits. On behalf of the Publications Committee of IOMP, I extend warmest congratulations to SAFIM on the momentous occasion of the publication of your first magazine issue.

The launch of your magazine is a significant milestone, reflecting SAFIM's dedication to advancing the field of medical physics in Argentina. This initiative not only serves as a testament to the hard work and commitment of your members but also provides a valuable platform for the exchange of knowledge, ideas, and insights within your community.

As we embark on this exciting journey together, I have every confidence that the SAFIM magazine will become an invaluable resource for professionals, researchers, and students in the field of medical physics. It will undoubtedly contribute to the enhancement of healthcare and scientific understanding in Argentina and beyond.

I extend heartfelt congratulations to the editorial team, authors, and contributors who have made this first issue possible. Your dedication and effort are truly commendable.

The Publications Committee of IOMP wishes you every success in your ongoing endeavors and looks forward to the continued growth and prosperity of SAFIM and its magazine.

Warmest regards.

*Francis Hasford*

*Estimados Miembros de la Sociedad Argentina de Física Médica (SAFIM),*

*Espero que este mensaje los encuentre a todos con buena salud y llenos de optimismo. En nombre del Comité de Publicaciones de IOMP, felicito cordialmente a SAFIM por la trascendental publicación del primer número de la revista.*

*El lanzamiento de su revista es un hito importante, que refleja la dedicación de SAFIM al progreso de la física médica en Argentina. Esta iniciativa no sólo sirve como testimonio del arduo trabajo y el compromiso de sus miembros, sino que proporciona además una plataforma valiosa para el intercambio de conocimientos, ideas y puntos de vista dentro de la comunidad local.*

*Mientras nos embarcamos juntos en este emocionante viaje, tengo confianza plena en que la revista de la SAFIM se convertirá en un recurso invaluable para profesionales, investigadores y estudiantes en el campo de la física médica. Sin duda, la revista contribuirá a mejorar la atención médica y la comprensión científica en Argentina y la región.*

*Extiendo mis más sinceras felicitaciones al equipo editorial, autores y colaboradores que han hecho posible la publicación de este primer número. La dedicación y el esfuerzo de todos es realmente loable.*

*El Comité de Publicaciones de IOMP les desea éxitos en sus objetivos actuales y quedamos expectantes al crecimiento y la prosperidad continua de la Sociedad y de su revista.*

*El más cálido saludo.*

*Francis Hasford*

# Patricia Mora

PRESIDENTE DE ALFIM



Es un verdadero placer expresar nuestras más sinceras felicitaciones a la Sociedad Argentina de Física Médica (SAFIM) por el lanzamiento del primer número de la Revista de SAFIM. En representación de la Asociación Latinoamericana de Física Médica (ALFIM), nos complace resaltar el admirable compromiso demostrado por la SAFIM en la promoción y actualización constante de la profesión de física médica en Argentina. Esta iniciativa es un claro testimonio de su dedicación incansable para mantenerse al día con los avances y desafíos que enfrentamos en nuestro campo.

La revista promete ser una fuente integral, ofreciendo la oportunidad de presentar notas de expertos destacados, artículos científicos, presentaciones de tesis, anuncios de eventos y noticias de la asociación,

así como la presentación de nuevos equipos innovadores. Además, será una ventana para conocer a través de bibliografías a aquellos colegas que han dejado una huella significativa en el desarrollo de la física médica desde sus comienzos en Argentina.

Esperamos con gran entusiasmo el impacto positivo que esta revista tendrá en la comunidad de físicos médicos argentinos, así como en el intercambio de conocimientos y experiencias en toda la región. ¡Extendemos nuestras más cálidas felicitaciones a todos los involucrados en este logro destacado y les deseamos un continuo y exitoso progreso en esta valiosa empresa!

*Patricia Mora*

*Agradecemos las felicitaciones y buenos deseos que hemos recibido, reflejo del apoyo y la confianza en nuestro trabajo. La publicación de la Revista Argentina de Física Médica es el resultado de un esfuerzo colectivo, y confiamos en que se convierta en un medio clave para la difusión y valorización de nuestra disciplina, siendo además un punto de encuentro para toda la comunidad de Física Médica de nuestro país y la región.*

**Comisión Editorial**



*Wilson Olivares*  
Wilson Olivares

## AMOBILIAMIENTO Y EQUIPAMIENTO DE BLINDAJES para Medicina Nuclear

+54 9 11 5975-5542 ✉ w.inox.ventass@gmail.com



# PET-CT uMI 550

- ✓ Totalmente digital
- ✓ Potenciado por IA
- ✓ La más alta resolución espacial
- ✓ Reducción de dosis y tiempo de scan



**CENTRO REGIONAL DE REFERENCIA****CON PATRONES SECUNDARIOS****PARA DOSIMETRÍA (CRRD)****Amalia Stefanic<sup>1,2</sup>**<sup>1</sup>Responsable de Laboratorios Secundarios de Calibración Dosimétrica (SSDL),  
Pcia. de Buenos Aires, Argentina<sup>2</sup>Comisión Nacional de Energía Atómica (CNEA),  
Centro Atómico Ezeiza, Pcia. de Buenos Aires, Argentina**Contacto: Lic. Amalia Stefanic (e-mail: [stefanic@cae.cnea.gov.ar](mailto:stefanic@cae.cnea.gov.ar))****UN POCO DE HISTORIA**

El CRRD -Centro Regional de Referencia con Patrones Secundarios para Dosimetría- surge cuando, en el año 1968, un grupo internacional de expertos, convocados por la OMS -Organización Mundial de la Salud- con la participación de OIEA -Organismo Internacional de Energía Atómica-, se reunieron en Caracas, Venezuela, para analizar la situación de la radioterapia oncológica a nivel mundial. Como consecuencia de las conclusiones y recomendaciones de la reunión mencionada, se resolvió crear e instalar laboratorios de calibración dosimétrica en distintas regiones del mundo. Estos laboratorios estarían equipados con patrones secundarios para dosimetría de radiaciones ionizantes. El primer laboratorio de esas características creado ese mismo año, 1968, por convenio entre la CNEA -Comisión Nacional de Energía Atómica- y la OMS, con el acuerdo del OIEA, fue el de la CNEA. La Resolución N° 206/69 del entonces Presidente de la CNEA estableció este laboratorio de calibración dosimétrica dentro del Departamento Fuentes Intensas de Radiación, en el Centro Atómico Ezeiza, Provincia de Buenos Aires. Casi simultáneamente con el de Argentina fue creado el Laboratorio de Calibración Dosimétrica de Rumania y al poco tiempo el de México. Con el correr de los años, varios laboratorios de este tipo se fueron instalando en distintos países de todo el mundo.

En 1976, el OIEA, junto con la OMS, estableció una red de Laboratorios Secundarios de Calibración Dosimétrica (SSDL) incorporando a la misma a los SSDL que ya estaban en operación. Esta red, denominada Red OIEA/OMS de SSDL tiene como objetivo mantener una cadena permanente de intercomparaciones dosimétricas que permite asegurar la trazabilidad de los patrones nacionales de dosimetría en relación con el Sistema Internacional de unidades (SI), además de difundir y alentar el uso correcto de las magnitudes y unidades dosimétricas por medio de la calibración correcta de los instrumentos de campo por los SSDL.

Actualmente, la Red OIEA/OMS de SSDL cuenta con más de 80 laboratorios secundarios en todo el mundo, con la participación de cinco Organizaciones Colaboradoras Asociadas: el BIPM -Bureau Internacional de Pesos y Medidas-, el ICRU -Comisión Internacional de Unidades Radiológicas-, la OIML -Organización Internacional de Metrología Legal-, el IEC -Comisión Electrotécnica Internacional- y la OIMP -Organización Internacional de Física Médica-. Además colaboran con esta Red dieciséis Miembros Afiliados como el Instituto Nacional de Normas y Tecnología (NIST) de Estados Unidos, el Laboratorio Nacional de Física (NPL) de Inglaterra, el Instituto Nacional de Metrología (PTB) de la República Federal de Alemania, el Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT) de España, entre otros. El CRRD es miembro pleno de la Red.

El CRRD formó parte del quehacer metroológico nacional mediante sus representantes en la Comisión Nacional de Metrología. Actualmente, por convenio entre el Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI)

y la CNEA firmado en febrero de 2004, ese Instituto ha delegado en CNEA la realización y custodia de los patrones nacionales para metrología de radiaciones ionizantes. Para magnitudes dosimétricas el laboratorio delegado es el CRRD y para metrología de radio nucleídos el laboratorio delegado es el Laboratorio de Metrología de Radioisótopos, ubicado también en el CAE. Esos laboratorios tienen, además, la responsabilidad de diseminar las unidades de medida correspondientes a las respectivas magnitudes.

### SISTEMA DE GESTIÓN DE LA CALIDAD

El CRRD ha implementado un sistema de gestión de la calidad basado en la norma ISO/IEC 17025 y obtuvo su primera acreditación en el año 2004 para las actividades vinculadas con la calibración de dosímetros para los niveles radioterapia, radio protección e irradiación calibrada de dosímetros personales. Es su propósito que las tareas de competencia del laboratorio se realicen en base a buenas prácticas profesionales, propendiendo a mantener actualizadas las instalaciones, instrumental, metodologías y procedimientos acorde con los avances científico-tecnológicos de la metrología de radiaciones ionizantes. Las actividades de laboratorio se llevan a cabo siguiendo las normas nacionales e internacionales vigentes aplicables al CRRD al igual que el cumplimiento de los requisitos de las autoridades reglamentarias y de las organizaciones que otorgan reconocimiento. Para comprobar la integridad de la cadena de trazabilidad y garantizar que los servicios de calibración que presta el CRRD son competentes y siguen las directrices internacionales a distintos niveles, el CRRD participa en comparaciones que pueden ser organizadas por el OIEA o por una de las organizaciones regionales de metrología.

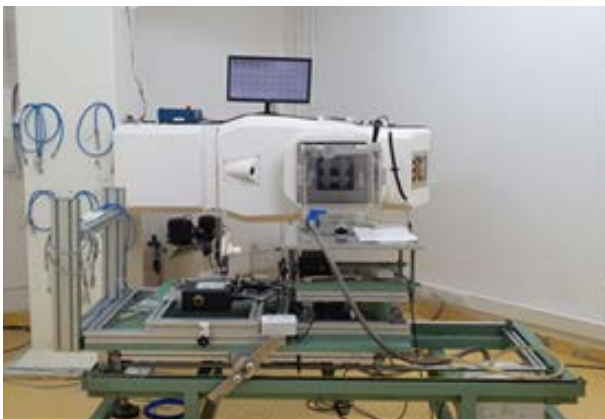
### SERVICIOS QUE PRESTA EL CRRD

Servicios que presta el CRRD

El CRRD continúa prestando los servicios que habitualmente ha realizado:

#### ·CALIBRACIÓN NIVEL RADIOTERAPIA:

- Calibración de cámaras de ionización en términos de kerma en aire y dosis absorbida en agua, por unidad de carga absoluta en un haz de  $^{60}\text{Co}$ .
- Calibración de dosímetros en términos de kerma en aire y dosis absorbida en agua, por unidad de escala del electrómetro del cliente en un haz de  $^{60}\text{Co}$ .



Sala de calibración de instrumentos dosimétricos nivel radioterapia.  
Irradiador de  $^{60}\text{Co}$  Teradi 800 (INVAP), banco de calibración, fantoma de agua y accesorios.

### ·CALIBRACIÓN NIVEL RADIOPROTECCIÓN

-Irradiación calibrada de dosímetros personales en términos de kerma en aire y dosis equivalente personal, en  $^{137}\text{Cs}$  y  $^{60}\text{Co}$ .

-Calibración de instrumentos de protección radiológica en modo tasa de- y en modo integración de-, dosis equivalente ambiental en  $^{137}\text{Cs}$  y  $^{60}\text{Co}$ .

-Calibración de instrumentos de protección radiológica en modo tasa de- y en modo integración de-, dosis equivalente personal, en  $^{137}\text{Cs}$  y  $^{60}\text{Co}$ .

-Calibración de instrumentos de protección radiológica en modo tasa de- y en modo integración de-, kerma en aire en  $^{137}\text{Cs}$  y  $^{60}\text{Co}$ .

-Calibración de cámaras de ionización en modo tasa de kerma en aire y dosis equivalente ambiental y en  $^{137}\text{Cs}$  y  $^{60}\text{Co}$ .



Equipamiento utilizado para las calibraciones nivel radioprotección.  
Irradiador de  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{60}\text{Co}$  Hopewell Designs G-10-2-2600 y cámara de ionización esférica PTW TN32002.

### ·VERIFICACIÓN POSTAL DE DOSIS

El CRRD lleva adelante un programa nacional para la verificación independiente de la dosis entregada por equipos de cobaltoterapia y aceleradores lineales en centros de radioterapia del país, a partir del uso de dosímetros termoluminiscentes (TLDs) en campos rectangulares de radiación de distintos tamaños y con presencia de cuña.

Un desvío de  $\pm 5\%$  en la dosis entregada por el centro de radioterapia al TLD se considera aceptable. En caso de desvíos fuera de este intervalo el centro participante debe determinar la causa de esta discrepancia y volver a participar.



Laboratorio de Verificación Postal de Dosis (VPD).  
Lector automático Fimel PCL3 de dosímetros termoluminiscentes de LiF y accesorios.

## NUEVOS SERVICIOS

Se han incorporado recientemente los siguientes servicios de calibración:

### ·CALIBRACIÓN PARA BRAQUITERAPIA

El CRRD reanuda finalmente la calibración de dosímetros para braquiterapia, fuera de sus instalaciones. Los patrones de referencia son trasladados al centro que solicita la calibración y la misma se realiza "in situ".

- Calibración de cámaras de pozo de HDR en tasa de kerma de referencia en aire ( $^{60}\text{Co}$  e  $^{192}\text{Ir}$ ).

- Calibración de cámaras de pozo de LDR en tasa de kerma de referencia en aire ( $^{137}\text{Cs}$  e  $^{125}\text{I}$ ).

### ·CALIBRACIÓN DE ELECTRÓMETROS

El CRRD recibió asesoramiento por parte del INTI -Instituto Nacional de Tecnología Industrial- para el armado



Equipos utilizados para la calibración de electrómetros.  
Multímetro Fluke 8846A y Capacímetro LCR-6300.

de un sistema de calibración de electrómetros así como para la preparación de procedimientos de calibración y capacitación del personal. Se participó también en una intercomparación de calibración de electrómetros dentro del marco oficial provisto por el Servicio Argentino de Interlaboratorios propiciado por INTI, con buenos resultados.

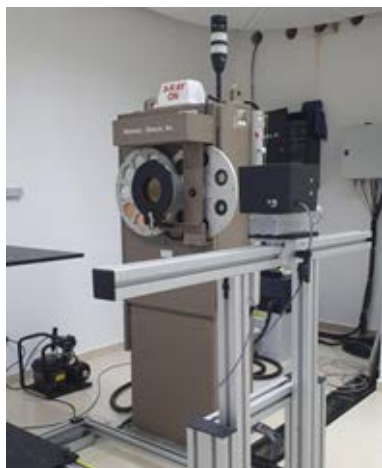
El CRRD tiene la capacidad de realizar la calibración de electrómetros en modo carga, corriente y tensión en forma independiente.

## PRÓXIMOS SERVICIOS

El CRRD está trabajando para ampliar sus capacidades metrológicas a:

### ·CALIBRACIÓN DE DOSÍMETROS EN HACES DE RAYOS X DE ENERGÍAS MEDIAS

Se realizó la reparación y mantenimiento del irradiador Hopewell Designs G-10-2-2600



Irradiador Hopewell Designs G-10-2-2600 que se utilizará para la calibración de equipos dosimétricos en energías de rayos X medias.

### ·CALIBRACIÓN DE DOSÍMETROS PARA MAMOGRAFÍA Y RADIODIAGNÓSTICO.

Se está iniciando la validación de los procedimientos de calibración.



Irradiador Ital Structures MAM 2006 utilizado para la calibración de instrumentos dosimétricos empleados en mamografía

### ·CALIBRACIÓN DE INSTRUMENTOS DETECTORES DE CONTAMINACIÓN SUPERFICIAL

Se espera recibir en breve fuentes de contaminación superficial de  $^{241}\text{Am}$ ,  $^{238}\text{Pu}$ ,  $^{14}\text{C}$ ,  $^{36}\text{Cl}$  y  $^{90}\text{Sr}$  para dar comienzo a la preparación del sistema.

### ·IRRADIACIÓN DE DOSÍMETROS EN HACES BETA.

El CRRD cuenta con un equipo irradiador beta patrón secundario BSS-2.

La oferta tecnológica de CNEA y, en particular, nuestros servicios y contacto, se pueden consultar en el siguiente enlace: <https://www.argentina.gob.ar/cnea/tramites>



Irradiador beta patrón secundario BSS-2 para la calibración de dosímetros en energías beta. Irradiador y accesorios.

## EL USO DE BLINDAJES

### SOBRE EL PACIENTE

**Daniel E. Andisco**<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup>Instituto Nacional del Cáncer (INC), Ministerio de Salud, Buenos Aires, Argentina

<sup>2</sup>Universidad Favaloro, Buenos Aires, Argentina

<sup>3</sup>Universidad Nacional de La Plata, Pcia de Buenos Aires, Argentina

**Contacto: Daniel E. Andisco (e-mail: dandisco@inc.gob.ar)**

Como es conocido, los Rayos-X utilizados en Medicina, traen asociado un riesgo no nulo de daño por radiación. En este sentido, y con el fin de minimizar este detrimento sobre órganos sensibles, desde hace muchos años, tal vez desde los años 50, se utilizan los denominados “protectores de contacto”. Se trata de blindajes, absorbentes de la radiación, que se colocan sobre el paciente, destinados a atenuar la radiación protegiendo de esta manera a los órganos que se encuentran debajo.

Sin embargo, los últimos avances tecnológicos y estudios científicos recientes han dado lugar a nuevas recomendaciones que, hoy en día, muestran que sólo en algunos pocos casos es aconsejable colocar este tipo de protección. En efecto, tal como se enumera en el documento de la NCRP N° 13 [1], existen razones por las cuales sería mejor en algunos casos la no utilización de estos blindajes gonadales, a saber:

- En una radiografía, las mejoras tecnológicas desde la década de 1950 al día de hoy, han resultado en una reducción de hasta el 95 % de la dosis absorbida en órganos pélvicos.

- El uso de protectores gonadales puede interferir sobre partes de la anatomía pélvica y ocultar hallazgos importantes en las radiografías.

- A pesar de la idoneidad y/o del cumplimiento de estrictas prácticas por parte de los técnicos radiólogos, es posible que los protectores gonadales no protejan completamente las gónadas en algunos pacientes. En efecto, en muchos casos no es posible saber con exactitud dónde se encuentran las gónadas. Estas variaciones normales de la anatomía del paciente y del tamaño de los blindajes utilizados, pueden hacer que su uso no sea correcto.

- Una importante porción de la dosis gonadal que llega a los ovarios, se produce debido a los rayos X dispersos que no son atenuados por protectores gonadales.

En base a estas afirmaciones que se muestran en el documento de la NCRP anteriormente citado, podríamos preguntarnos entonces: ¿debemos dejar de utilizar protectores gonadales? ¿el no uso de los mismos sería sólo para radiografías pélvicas o abdominales? ¿en pacientes pediátricos? ¿en pacientes embarazadas? Sin lugar a dudas, la decisión y el adecuado uso de estos protectores ha pasado a ser motivo de discusión. A tal punto que, a finales del año 2023, numerosas entidades europeas se han reunido para debatir estos aspectos. Como consecuencia, se ha llegado a un consenso, plasmado en un documento titulado “European Consensus on Patient Contact Shielding” [2] que proporciona un cuadro de fácil lectura, que utiliza “escudos de colores” para definir el estado actual de cada técnica y una orientación para el uso de blindajes.

¿Y qué podemos hacer en la Argentina? Una opción sería reunir a expertos en Protección Radiológica, Médicos y Técnicos Radiólogos, Físicos Médicos, y otros profesionales del área, para trabajar en un consenso



similar. Otra opción sería tomar el documento europeo y adaptarlo a nuestra realidad, si es muy diferente. En cualquier caso, sería necesario trabajar en la discusión de ciertos aspectos expuestos anteriormente, incluso para confirmarlos.

Antes que nada, analicemos las ideas principales. Por un lado, sabemos que muchas veces el protector gonadal no queda ubicado correctamente, lo cual nos obliga a la reiteración del estudio. A menudo, esto sucede porque el blindaje es colocado en el lugar donde el Técnico Radiólogo presupone que cubre las gónadas. La protección adicional en esta región del cuerpo, es de uso tradicional, especialmente en pacientes pediátricos, siendo usual que los padres incluso exijan que se coloquen estos protectores al tomar imágenes de sus hijos. Esta práctica se inició en los años 50 ante el temor al efecto nocivo de la exposición a radiaciones ionizantes y siempre ha planteado muchas dudas por la dificultad en la colocación adecuada de los blindajes gonadales, los cuales podrían ocultar información diagnóstica.

Hoy sabemos que los avances tecnológicos permiten prácticas que imparten mucha menor dosis al paciente, fundamentalmente con aquellos sistemas en los cuales el disparo es regulado automáticamente en función de la dosis que reciben los detectores generadores de la imagen. El uso de blindajes en este tipo de sistemas, haría que llegue menor cantidad de fotones a los detectores, e implicaría como respuesta, un aumento de la radiación incidente, es decir, mayor dosis en el paciente.

A tal punto hemos llegado que, por ejemplo, en el año 2013, la Sociedad Española de Radiología Pediátrica (SERPE) y la Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR) elaboraron una nota técnica, basada en la evidencia científica del momento, recomendando el abandono del uso de protectores gonadales en niñas [3]. Al parecer, esta recomendación no fue tomada con suficiente fuerza y se mantuvo el uso de protectores por largo tiempo. Las causas seguramente se basaban en falta de difusión, escasa información o falta de capacitación de los Técnicos o incluso la posible presión de padres/tutores para que se utilicen estos protectores sobre el niño.

En abril de 2019 la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM), con el apoyo de la Sociedad Americana de Radiología (ACR), la Image Gently Alliance, la Organización Canadiense de Físicos Médicos (COMP), la Sociedad de Salud Física (HPS) y otras sociedades afines (según la SERPE establece en su acta PP-32 A, 2-4-2019) que la protección gonadal y fetal del paciente durante exploraciones con Rayos-X debe suspenderse como práctica habitual, considerando que el protector gonadal y fetal proporcionan un beneficio insignificante o nulo para la salud de los pacientes y que puede afectar negativamente a la eficacia del examen. Esta afirmación por parte de la SERPE, vuelve a fundamentarse en las siguientes consideraciones:

- Las dosis de radiación recibidas en las imágenes de diagnóstico no están asociadas con daños medibles para las gónadas o el feto.
- El protector colocado sobre el paciente no evita la radiación dispersa, que es la principal fuente de irradiación de órganos internos.
- El protector puede ocultar información diagnóstica importante, lo que puede suponer repetir la prueba.
- En los equipos con exposición automática de dosis el protector puede interferir con el control automático de exposición (CAE) y aumentar la dosis administrada al paciente.
- Excepcionalmente, podría plantearse mantener la protección gonadal, conociendo sus limitaciones y riesgos, en aquellos casos de marcada ansiedad y miedo a la radiación, en los que el uso del protector pueda contribuir a la realización de la exploración.

Algo similar ocurre con los protectores tiroideos. En sí mismos, los que habitualmente encontramos en los hospitales de la Argentina, fueron diseñados en su mayoría para su utilización en trabajadores ocupacionalmente expuestos (Médicos, Técnicos, etc.) y sólo en algunos casos particulares, podrían ser utilizados en

el paciente. Sin embargo, en mamografía, por ejemplo, que es el estudio en el que el paciente más lo solicita, no es aconsejable su uso por dos razones: en primer lugar, porque la dosis que recibe la glándula tiroidea en una mamografía es poco significativa; en segundo lugar, un pequeño corrimiento del protector tiroideo podría interferir en la imagen obtenida obligando a la reiteración del estudio, lo que duplicaría la dosis glandular mamaria. Es decir, el riesgo de su uso es mayor que el beneficio.

Otro caso corresponde al uso innecesario de blindajes sobre los pacientes, en casos en los que no existe una incidencia directa. En efecto, es muy importante señalar que, para los tejidos no expuestos directamente, la mayor parte de la radiación recibida proviene del interior del mismo organismo y el uso de protección externa no impide la exposición a la radiación dispersa. Más aún, su uso puede en realidad entorpecer la práctica y obligar a la reiteración del estudio. Este es el caso, por ejemplo, del uso de delantales plomados sobre el abdomen de una paciente embarazada, cuando no se irradia de forma directa al feto. Este y otros ejemplos prácticos se ilustran en el póster publicado por la Sociedad Española de Física Médica [4].

En base a lo expuesto, este artículo se considera un disparador para reflexionar sobre todas estas afirmaciones acerca del uso de protectores gonadales y otros elementos de protección que se aplican sobre el paciente. El uso de sistemas modernos con exposición automática nos obliga a optimizar la práctica cotidiana con los cuidados necesarios, a analizar cada caso en particular que pueda presentarse y a atender en definitiva este cambio de paradigma en el uso de elementos de radioprotección. Por esta razón, es aconsejable evaluar cada uno de los aspectos consensuados, expuestos anteriormente, profundizando en base a los artículos de referencia.

## REFERENCIAS

Fujibuchi, T., Matsubara, K., & Hamada, N. (2021). NCRP Statement No. 13 "NCRP Recommendations for Ending Routine Gonadal Shielding During Abdominal and Pelvic Radiography" and Its Accompanying Documents: Underpinnings and Recent Developments. *Hoken Butsuri/Hoken Butsuri*, 56(3), 107-115. <https://doi.org/10.5453/jhps.56.107>

Hiles, P., Gilligan, P., Damilakis, J., Briers, E., Candela-Juan, C., Faj, D., Foley, S., Frija, G., Granata, C., De Las Heras Gala, H., Pauwels, R., Merce, M. S., Simantirakis, G., & Vano, E. (2021). European consensus on patient contact shielding. *Insights Into Imaging*, 12(1). <https://doi.org/10.1186/s13244-021-01085-4>

Nota técnica de la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Pediátrica Sobre la utilización de material de protección en exploraciones simples en radiodiagnóstico pediátrico. (n.d.). In <https://www.sepr.es/>. Sociedad Española de Protección Radiológica. Retrieved July 18, 2024, from

[https://www.sepr.es/images/PUBLICACIONES/Nota\\_tecnica\\_sobre\\_material\\_de\\_proteccion\\_pediatria.pdf](https://www.sepr.es/images/PUBLICACIONES/Nota_tecnica_sobre_material_de_proteccion_pediatria.pdf)

Uso de protectores en radiodiagnóstico. Recomendaciones de consenso. (n.d.). Sociedad Española De Física Médica.

<https://sefm.es/wp-content/uploads/poster-blindajes-RX.pdf>



# MONITORES DIAGNOSTICO

## La Importancia de los Monitores Diagnóstico en tus Prácticas

Los monitores de grado médico presentan una serie de características que los distinguen de los monitores comerciales y los hacen indispensables a la hora de realizar diagnósticos

PRECISION Y COLOR

CALIBRACION

IMPACTO EN DIAGNOSTICO Y EFICIENCIA

DURABILIDAD Y FIABILIDAD

ENVIOS A TODO EL PAIS  
TODOS LOS MEDIOS DE PAGO



**FISSORE S.A**  
INSUMOS Y EQUIPAMIENTO MÉDICO ESPECIALIZAD



[www.Fissoresa.com](http://www.Fissoresa.com)



<https://linktr.ee/LinacArgentina>

[@LinacArgentina](#)

Distribuidor oficial de



# INNOVACIONES EN TECNOLOGÍAS DE FABRICACIÓN NACIONAL - NUEVA LÍNEA DE EQUIPOS DE RADIOLOGÍA DIGITAL DIRECTO

**Alejandro Pina<sup>1</sup>**

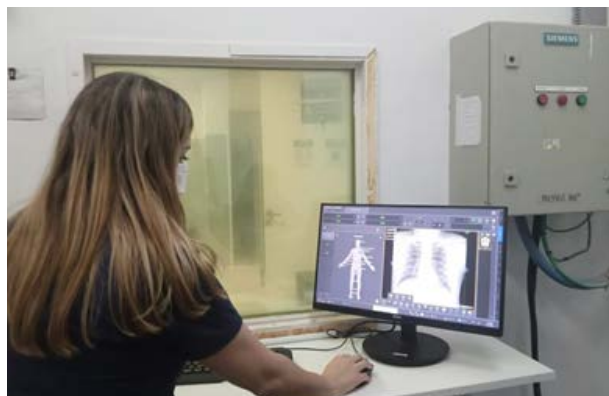
<sup>1</sup>Rayos Pimax, Buenos Aires, Argentina

Contacto: [info@rayospimax.com.ar](mailto:info@rayospimax.com.ar), [rayospimax@rayospimax.com.ar](mailto:rayospimax@rayospimax.com.ar)

Rayos Pimax, como empresa fabricante de productos de alta tecnología en Argentina ofrece a sus clientes productos de alta calidad, última generación y rapidez en sus entregas. En el último año, dentro de las transformaciones que hemos implementado, una de ellas es apostar a la innovación como valor insignia de nuestra marca y en este sentido, invertimos en diseño y desarrollo de nuevas tecnologías.

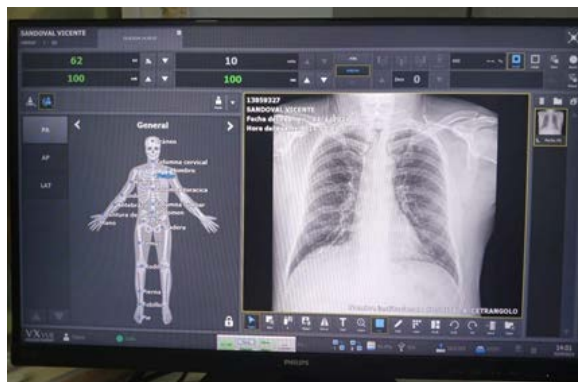


Logo de la marca



Equipamiento nativo de Rayos-X Pimax

El nuevo diseño de Rayos Pimax es una familia de generadores de Rayos-X integrados, con tecnología digital nativa. Es decir, el generador se comunica automáticamente con los sensores flat panel y en la misma consola se pueden modificar las variables del generador, visualizar las imágenes y gestionarlas.



Pantalla de la consola de comando del equipo y digitalización.

Este equipamiento, a diferencia de la mayoría de Argentina, que utilizan un equipo de Rayos-X y un digitalizador que trabajan por separado, es un equipo digital directo nativo.

Los equipos digitales directos nativos son integrados, lo cual permite que se tenga en una sola consola el dominio total del equipo con más funciones, priorizando la rapidez y seguridad. A consecuencia de esto optimizamos los procesos de fabricación, logrando equipos más estables, confiables y con tecnología actualizada al nivel de equipos importados de marcas internacionales.

El equipo se basa en un generador de Rayos-X inteligente y en una potente computadora que lo chequea permanentemente, tiene registros internos que miden el kV, los mA y cada una de los parámetros de adquisición de imágenes del equipo desde el momento de encenderlo. Al finalizar cada disparo se registra el estado de los disparos salvando, además, todos los valores medidos y potenciales errores en archivos históricos, que son vitales para el seguimiento técnico.

La interfaz con el usuario es muy simple y práctica, ya sea con manejo de mouse y teclado como con pantalla táctil. El programador anatómico con visión directa de la región anatómica a radiografiar selecciona automáticamente los valores radiográficos para esa región simplificando el trabajo del Técnico. Dichas técnicas prefijadas pueden ser variadas por el usuario y regrabadas en el sistema. De manera opcional, se dispone de exposímetro automático que regula además la exposición en función a cada anatomía y mejora la calidad de imagen de forma automática.

El equipo, puede además conectarse a internet y desde Rayos Pimax podemos visualizar los registros de eventos, chequear y asistir a nuestros clientes en forma remota. Incluso calibrar y diagnosticar determinadas reparaciones sin tener que asistir personalmente a la Institución, lo cual da una rapidez impensada al servicio post venta, disminuyendo también los costos de mantenimiento de estos equipos.

Como datos también relevantes se cuenta con el lanzamiento en equipos estándar de flat panel extra de 47x47 cm<sup>2</sup> de área sensible, siendo la superficie estándar de 43x43 cm<sup>2</sup>, lo cual permite obtener mayor área de adquisición, en especial para personas obesas y/o más altas. También contamos con distintos sistemas para espinografía con dispositivos dedicados para unión de imágenes en equipos estándar (Stitching) y proveemos de sistemas con flat panel de medidas mayores para realizar adquisición de imágenes de huesos largos en un solo disparo (one shoot).

La amplia gama de productos de calidad, el servicio de post venta altamente calificado y la provisión de repuestos y servicios permanentes a costos muy accesibles hacen de Rayos Pimax la opción más conveniente en Radiología.



Adquiriendo una radiografía en un espinógrafo.



Equipamiento Pimax.

# Blue Frame SRS



MÁXIMA PRECISIÓN EN RADIOCIRUGÍA.  
MÁS GRADIENTE DE DOSIS Y MENOS BACKGROUND.

 **FIME**

POR CONTACTO COMERCIAL COMUNICARSE A :

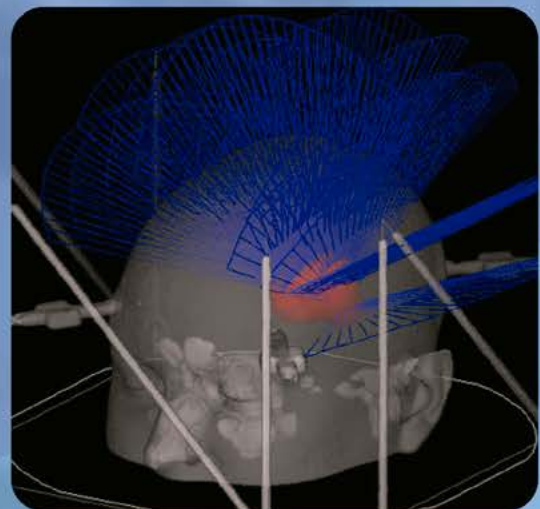
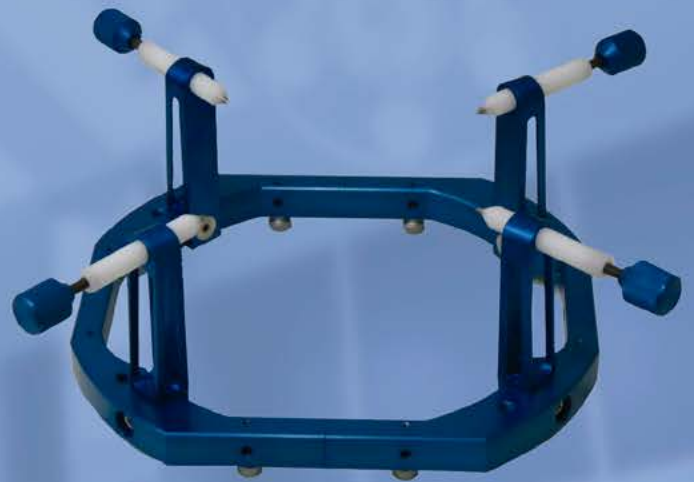
[www.fime.com.ar](http://www.fime.com.ar)

# Blue Frame SRS



## CARACTERÍSTICAS

- Planificación inversa, con optimización de posiciones de isocentros y pesos de campos.
- Fusión multimodal de imágenes.
- Tractografía, visualización de fibras afectadas.
- Localización de MAV con estereo angiografía.
- Preplanificación que minimiza el tiempo de tratamiento.
- Colimadores cónicos y fijación craneal.



 **FIME**

POR CONTACTO COMERCIAL COMUNICARSE A :

[www.fime.com.ar](http://www.fime.com.ar)



## ENTREVISTA AL DR. MAURICIO SICA

POR ANA LUCÍA POMA

Bioquímico de la UBA, doctorado en bioquímica con orientación en inmunología. Actualmente se desempeña como Investigador de CONICET con lugar de trabajo en el Departamento de Física Médica del Centro Atómico Bariloche (CNEA). Además, es profesor del Instituto Balseiro (Universidad Nacional de Cuyo) a cargo de asignaturas como Introducción a la Biología Molecular y Celular de la Maestría en Física Médica.

---

**¿Podrías contarnos sobre tu trayectoria académica y profesional? ¿Qué te llevó a especializarte como investigador en el campo de la Biología en Bariloche?**

Desde estudiante, siempre me atrajo conocer las bases moleculares de lo que llamamos "vida". En los primeros años de carrera ingresé como ayudante en la cátedra de Química Orgánica, pero más tarde me maravillaron la complejidad y la elegancia de las biomoléculas y de los sistemas moleculares biológicos. Así, cuando me recibí ingresé al Instituto de Estudios de la Inmunidad Humoral (IDEHU) en la UBA donde hice mi Doctorado bajo la dirección del Dr. Edgardo Poskus. Allí pude aprender mucho sobre Biología Molecular y aplicarlo al desarrollo de una técnica para el diagnóstico de la diabetes autoinmune. Luego, hice mi Posdoctorado en el

¡  
S  
I  
O  
R



Laboratorio de Estudios del Plegado Proteico, bajo la dirección del Dr. Mario Ermácora en la Universidad Nacional de Quilmes. Allí estudié en detalle el comportamiento y aspectos estructurales de varias proteínas cuya función está relacionada con la secreción de insulina. Luego de ingresar a la Carrera de investigador continué con estas investigaciones, hasta que en el año 2012 tuve la posibilidad de radicarme en la ciudad de Bariloche. Los primeros años, trabajé en líneas relacionadas con la producción biológica de hidrógeno y más tarde, me establecí en el Departamento de Física Médica en el Centro Atómico Bariloche (Gerencia de Área de Medicina Nuclear) donde aplico métodos computacionales de simulación y aprendizaje profundo para entender el funcionamiento de proteínas que regulan la actividad de las células del sistema inmune y desarrollar estrategias de Inmunoterapia contra el cáncer.

**¿Recordás cómo fue tu primera experiencia docente? ¿Qué aspectos considerás relevantes de esa situación desde una perspectiva actual?**

Yo comencé a desempeñarme en la docencia universitaria desde que era estudiante, en Química Orgánica y más tarde continué como Profesor de asignaturas relacionadas con la Biología Molecular y Bioinformática en distintas carreras. A partir de mi experiencia creo que ningún conocimiento es superfluo. La formación interdisciplinaria nos ayuda a comprender la naturaleza como lo que realmente es: un sistema complejo. En este sentido, creo que el desafío del Docente es aprovechar su materia para desarrollar en el estudiante la capacidad de integrar lo que está aprendiendo con todo lo que aprendió hasta el momento, y al mismo tiempo, abrir preguntas para que no se agoten sus ganas de seguir aprendiendo.

**¿Tuviste algún mentor o figura inspiradora en tu carrera? ¿Cómo influyó esta persona en tu desarrollo profesional como Investigador y como Docente?**

A lo largo de mi carrera tuve dos Directores muy generosos que me brindaron los recursos y las posibilidades para desarrollarme. Ellos me estimularon a aprender siempre, a poner a prueba mis hipótesis

y a ser responsable con los resultados de mi investigación. Pero también tuve y tengo muchos compañeros de laboratorio que en el día a día, que con su ejemplo y con su amistad, me impulsan a tratar de mejorar cada día.

**¿Qué aspectos de tu formación creés que fueron más influyentes en tu enfoque hacia la enseñanza y la dirección del programa de Maestría en Física Médica? ¿Qué te inspiró a dedicarte a la educación y cuál creés que es el papel de un Director de programa en la formación de futuros Físicos Médicos?**

La enseñanza puede ser algo completamente rutinario. Alguien podría pensar que enseñar consiste en transmitir lo que está escrito en libros o en manuales. Pero, la educación universitaria no tiene nada que ver con eso. Lo que más me entusiasma de la docencia es el encuentro con jóvenes estudiantes para volver a descubrir las ideas que la Ciencia va construyendo y que nos ayudan a comprender la complejidad del mundo en el que vivimos, desde las bases moleculares hasta las aplicaciones tecnológicas más diversas. La enseñanza universitaria consiste en que cada estudiante se vuelva parte de un superorganismo donde vive todo el ingenio humano que nos impulsa a conocer más y a proponer soluciones novedosas a los problemas globales. Por ejemplo, cuando un estudiante de Física Médica realiza su trabajo de tesis, pone en práctica conocimientos de áreas totalmente divergentes, utiliza equipamiento y técnicas altamente sofisticadas e ingeniosas. En este sentido, la función del Director es ayudar al estudiante a que se sume a esta comunidad del conocimiento.

**¿Podrías contarnos cómo son los requisitos de ingreso y qué estudiantes pueden acceder a la Maestría en Física Médica? ¿Cómo es el sistema de becas? ¿Cómo es el acceso a la Maestría para estudiantes argentinos y extranjeros?**

Cualquier estudiante que haya obtenido un título de grado de una carrera universitaria de al menos cuatro años de duración puede aspirar a ingresar a la maestría. Para ingresar, el postulante debe aprobar una evaluación inicial que puede consistir en un examen de admisión o una entrevista con el comité asesor de la carrera. El objetivo de esta evaluación

es comprobar que el estudiante tiene la formación necesaria para cursar la carrera, ya que la Maestría en Física Médica está planeada para egresados de las carreras de Física o carreras afines, que apliquen sus conocimientos en el desarrollo y utilización de tecnologías muy sofisticadas al servicio de la salud humana.

**¿Qué habilidades considerarás esenciales para un Físico Médico? ¿Cómo creés que el programa de la Maestría en Física Médica prepara a los estudiantes para afrontar los retos actuales en el sector de la salud? ¿Cómo desde el programa de la Maestría se fomenta la interdisciplinariedad en el campo de la salud?**

Creo que uno de los logros de nuestra Maestría es formar Físicos Médicos capaces de aportar una visión sistémica en los grupos donde se desempeñan. En su trabajo diario, el Físico Médico integra conocimientos de Física, Biología, Medicina, Ingeniería, Electrónica. Pero al mismo tiempo, debe tener aptitudes para conectarse humanamente con las personas que acuden a los centros de salud, o con los profesionales de otras áreas con quienes debe tomar decisiones sobre tratamientos, gestión de recursos o formación de jóvenes profesionales. En muchos centros, el Físico Médico es el único profesional formado para comprender la complejidad de técnicas de alta sofisticación y ponerlas al servicio del Diagnóstico o el Tratamiento de los pacientes. En este sentido, es importante que el egresado comprenda que, a través del sistema nacional de educación pública, cuenta con formación de excelencia que es muy valiosa para la sociedad. Por ello, el Instituto Balseiro, por un lado, ofrece a cada estudiante una beca completa para que pueda afrontar el costo de vivir en las ciudades de Bariloche y de Mendoza durante los tres semestres que dura la maestría, además de contar con alojamiento accesible en el Centro Atómico Bariloche. Por otro lado, el Instituto ofrece una formación de excelencia que abarca en profundidad las bases y aplicaciones de la Física Médica, pero también los fundamentos de Biología Molecular y Medicina. Además, en el último semestre, el estudiante realiza un trabajo de tesis bajo la dirección de profesionales en actividad con alta experiencia, que le permite dedicarse con profundidad a algún tema de su interés y adquirir

experiencia práctica y formación teórica.

**¿Qué oportunidades de carrera están disponibles para los graduados de esta Maestría? ¿Qué consejo les darías a los estudiantes interesados en seguir una carrera en Física Médica?**

El sistema de salud necesita más Físicos Médicos. Los avances en áreas que van desde la Biología hasta la inteligencia artificial están empujando la frontera del conocimiento hacia estrategias y aplicaciones cada vez más sofisticadas. Hoy, la Física Médica es una disciplina muy dinámica, siempre en desarrollo. En este escenario el Físico Médico cuenta con una formación privilegiada, tanto para adoptar rápidamente en la práctica los avances más novedosos como para participar en el desarrollo de nuevas tecnologías.

Mi consejo a los estudiantes interesados en la Física Médica es que se acerquen a la carrera con mucho entusiasmo por aprender y con la mente muy abierta para aprovechar conocimientos de áreas muy diversas que tal vez antes parecían completamente desconectadas, pero que forman parte de un desarrollo profesional fascinante y muy dinámico.

**Finalmente, ¿cuál es tu visión a largo plazo para el programa de Maestría en Física Médica y su impacto en la comunidad científica y médica?**

La Física Médica es algo que hoy está evolucionando de manera muy dinámica. En esta disciplina convergen esfuerzos científicos, pero también grandes inversiones de estados y de empresas privadas. El plantel docente del Instituto Balseiro está involucrado tanto en el desarrollo académico como en el desempeño profesional. Por ello, el debate sobre los programas y la actualización es permanente en nuestra Maestría. Hoy vemos cómo la inteligencia artificial comienza a impulsar todas las áreas de la Física Médica, y de la Medicina de la misma manera que lo hace en otras actividades. Esto abre muchas oportunidades para ampliar la mirada y la formación profesional. Creo que, en algunos años, nos va a quedar corto el nombre de la carrera.

# DeLeC Científica, líder en sistemas de radioterapia avanzada.



Desarrollo  
de proyectos



Aplicaciones  
Clínicas



Instalaciones  
y Servicio Técnico



Posicionamiento  
y servicio posventa

360°

Consultoría  
360

## ZAP-X



Desarrollado para el tratamiento de tumores cerebrales, lesiones funcionales y otras patologías de cabeza y cuello. ZAP-X aspira a establecer nuevos estándares en la entrega de SRS.

## LIAC



Sistema de radioterapia intraoperatoria con electrones que aplica al tratamiento de tumores residuales y lecho tumorales de distinto tamaño y a diferente profundidad.

## MIM



MIM Software es un sistema complementario, inteligente y eficiente que permite desarrollar una atención de excelencia al paciente oncológico.

## C-RAD



Sistema de gestión de posición y movimiento del paciente en tiempo real, para el tratamiento y la simulación, sin necesidad de utilizar radiación ionizante ni dispositivos sobre el paciente.



### DELEC CIENTÍFICA URUGUAYA

F. García Cortina 2357 - Piso 1  
CP 11300 - Montevideo, Uruguay  
Tel. (+598) 2711 4466  
Móvil: (+598) (0) 93 507 500  
delecuruguay@delec.com.uy  
[www.delec.com.uy](http://www.delec.com.uy)

### DELEC CIENTÍFICA ARGENTINA

Aráoz 821 - C1414DPQ  
C.A.B.A - Argentina  
Tel. (54-11) 4775 - 8544  
Móvil: (+54 9 11) 6209-1924  
consultas@delec.com.ar  
[www.delec.com.ar](http://www.delec.com.ar)



Historias de célebres científicos/científicas que cambiaron la vida de las personas.

PRIMERA PARTE

# MARIE

## SALOME SKLODOWSKA

# CURIE

Por Rosana Pirchio

No soy escritora, en absoluto y me costó mucho plasmar en palabras lo que fui leyendo. Esta narrativa va a estar lejos de ser completa, perfecta, solo será, cómo decía Marie. Cuanto más leía, más quería seguir leyendo. Tengo que decir que varias veces lloré, intentaba ponerme en sus zapatos, en su piel. Hay una gran cantidad de libros, películas, publicaciones sobre esta gran científica. Porque su cautivante vida trascendió la frontera de la ciencia y había interés en saber más de Marie persona, que Marie científica.

A pesar de sus palabras de que la ciencia debe estar interesada por cosas, no personas, ella nunca pasó por este mundo sin dejar huellas.

*“No hay nada más maravilloso que ser un científico, en ninguna parte preferiría estar más que en mi laboratorio, manchando mi ropa y cobrando por jugar”. Marie Curie.*

**M**arie Curie nació el 7 de noviembre de 1867 en Polonia pero toda su vida científica transcurrió en Francia. El 4 de julio de 1934 - a los 67 años - murió víctima del efecto de la exposición a las radiaciones ionizantes, las cuales le produjeron diferentes consecuencias a lo largo de su vida científica hasta que al final de sus días, una leucemia le quitó el aliento. La anemia aplásica que provocó la muerte de la brillante Marie fue causa de los largos años de trabajo en su laboratorio. Su cuerpo fue depositado en un ataúd sellado con una pulgada de plomo para aislarlo de la radiación.

Tuvo una vida apasionante, era obsesiva por la investigación, por su laboratorio. Devota a su familia, a su país, al estudio y posteriormente al trabajo, era una mujer abnegada, humilde, altruista, totalmente desconectada de los bienes materiales, luchadora y sobre todo, de indiscutible moral. Esta gran científica era de pocas palabras y bajo perfil.



Marie Curie 1920

[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Marie\\_Curie\\_c1920.jpg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Marie_Curie_c1920.jpg)

Tuvo una vida dura por el dolor que le producía la opresión de Varsovia por parte de los rusos. Allí la mujer tenía derechos limitados, sufría por cuestiones religiosas, por la enfermedad y muerte de sus familiares, desamores, problemas económicos, entre otros. Todo esto la fortaleció, la endureció, aunque como todo ser humano hubo momentos de dolor y debilidad.

### MARIE NIÑA - MARIE ESTUDIANTE

En 1868 el padre de Marie, Wladyslaw Sklodowski, abandonó el liceo donde daba clases, para ser profesor y subinspector de un gimnasio. Su esposa, que daba clases, tuvo que adaptarse a la nueva vida y cuidar a sus hijos. Ella dirigía con éxito el pensionado donde se instruía a las niñas de las mejores familias.

En 1872, Marie (de 5 años) vivía con sus padres y sus hermanos Zosia, José, Bronia y Hela. Como el padre de Marie se contraponía a la ocupación rusa, alrededor de 1876 le quitaron el título de subinspector, y con ello su casa, reduciendo además su sueldo. A partir de ello, alquilaban habitaciones como parte de su ingreso familiar y Zosia falleció luego de contagiarse de fiebre tifoidea de inquilinos. La mamá de Marie falleció en 1878 a los 42 años de edad, de tuberculosis. Marie sufrió por la distancia que su madre tuvo con sus hijos durante el tratamiento por el miedo al contagio.

Los cuatro hermanos eran excelentes alumnos y terminaron sus estudios de Bachiller con medallas de oro. José estudiaría Medicina en Varsovia. Borsia también quería estudiar Medicina, mientras que Hela se dirimía entre estudiar profesorado y ser artista. Marie quería estudiar Física y Matemática, por lo cual se esmeró mucho en estudiar Matemática, no siendo un campo en que se destacaba. Todos los hermanos daban clases para ayudar económicamente en casa y ayudaban de forma gratuita a niños polacos. Marie estudiaba en la ciudad, daba lecciones en los talleres y tenía cursos clandestinos de Anatomía. En su tiempo libre leía y escribía. Era muy buena escribiendo.

Al terminar la escuela, Marie habló con su hermana mayor y convinieron en que la única forma en que las dos estudiaran sería que Bronia fuera a París antes y mientras tanto su padre y ella le enviaría dinero para vivir y pagar la Universidad. Cuando se recibiera, harían lo mismo por Marie. Así

- Marie nació en 1867, Varsovia, Polonia.
- En 1772 el país había desaparecido y estaba dividido entre Austria, Rusia y Prusia. Varsovia vivía en una fuerte represión, bajo el control de Rusia, la cual imponía su lengua y sus costumbres.
- Fue la quinta hija del matrimonio de Wladyslaw y Bronislaw Bogusca.
- Perdió a su madre y a su hermana Sofia cuando era una niña. Esto la alejó de su fe católica y le produjo problemas en Polonia, que se caracteriza por ser muy católica.
- Entró en gran depresión al no poder ir a la Universidad de Varsovia, ya que no estaba permitido para las mujeres. Por ello, decidió trabajar como institutriz, mientras estudiaba y enseñaba.
- Era humillada por el trabajo que realizaba y por su posición económica. Entre el desamor y la frustración por no poder estudiar, entró nuevamente en una etapa de gran tristeza.

fue como Marie comenzó a trabajar como institutriz, enseñando idiomas, en 1885. Vivía con las familias que instruía para ahorrar, mientras estudiaba Química, Francés y hacía prácticas en un laboratorio. Estaba en contacto con sus amigas de la "Universidad Volante" y asistía a cursos nocturnos. La Universidad se llamaba así porque cambiaba de ubicación continuamente para que los rusos no la descubrieran. Años más tarde, fue institutriz en un lugar alejado, en un pueblo. El sueldo era elevado y casi no tenía gastos. Con una hija de la familia decidió dar un curso clandestino de idioma polaco y de historia. En diciembre de 1886, Marie tenía dieciocho discípulos campesinos, a quienes enseñaba casi todos los días. "Grandes alegrías y consuelos me dan estos niños..." Marie con diecinueve años se enamoró de uno de los hijos de la familia donde trabajaba, aunque se entristeció al saber que los padres del novio no aprobaron su matrimonio. A pesar de ello, continuó trabajando en ese lugar.

En marzo de 1890, su hermana le contó que se casaba en París, con su novio médico y que la esperaba en la ciudad luz el siguiente año. Sin embargo, Marie decidió quedarse en Varsovia junto a su padre y continuar en la Universidad Volante.

El primer año vivió en París con su hermana mayor y su cuñado, comenzando sus estudios universitarios en 1891. Más adelante y con mucho sa-

crificio, logró obtener su título en Ciencias Físicas, en 1893.

### LA BECA QUE RECIBIÓ EN VARSOVIA

Después de finalizar sus estudios en París, volvió a Varsovia, con la intención de terminar la carrera de Ciencias en Matemática. Una amiga le ayudó a conseguir una beca para estudiantes graduados con méritos que continuaran sus estudios en el extranjero. Sin embargo, tras cobrar por un trabajo, devolvió el dinero de la beca con el objetivo de que pudiera ayudar a otros estudiantes.

### CÓMO CONOCIÓ A PIERRE CURIE

La Sociedad para el Fomento de la Industria Nacional de Francia, le solicita otro trabajo en magnetismo, sugiriendo que podría contactarse con un científico que investigaba ese tema. Así se conocieron Marie y Pierre, en 1894, deslumbrándose mutuamente, pero una mujer no podía trabajar en un laboratorio sola. A los pocos meses, él le propuso matrimonio, pero Marie decidió viajar a Varsovia nuevamente. Quería ser útil en su país, enseñar allí. Sin embargo, ambas familias insistieron en que ella regresara con Pierre a París, para casarse con él.



Los esposos Curie en el laboratorio donde pasaban muchas horas trabajando. [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Marie\\_and\\_Pierre\\_Curie\\_Converse.jpg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Marie_and_Pierre_Curie_Converse.jpg)

- En 1891 Marie comenzó una exitosa carrera en Ciencias Físicas en la Universidad de París, en contraposición a su penosa economía.
- En 1894 conoció a Pierre Curie, quien nació el 15 de mayo de 1859 en París y en 1877 se graduó en Ciencias en la Universidad de la Sorbona.
- En 1895, luego de que Pierre presentara su tesis doctoral sobre magnetismo, Marie y Pierre contrajeron matrimonio.
- La pareja tuvo dos hijas: Irene, nacida en 1897 y Eve, nacida en 1904. La primera de ellas sería científica y la segunda, escritora.

A partir de ello, Marie y Pierre comenzaron a trabajar codo a codo en la prestigiosa Universidad de la Sorbona. Uno de los descubrimientos de Pierre y su hermano fue posiblemente el electrómetro, que calibró cuidadosamente y patentó Pierre.

### MARIE Y PIERRE AMABAN LAS BICICLETAS

Ambos compartían la devoción por la ciencia, y compartían sus días investigando. Serían inseparables. Como regalo de su matrimonio, la familia de Marie les regaló un dinero que invirtieron en bicicletas para la pareja y el recorrer campiñas fran-



Marie y Pierre Curie pasean en bicicleta, 1895. Nota: tomada de [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:The\\_Curies%27\\_honeymoon\\_1895.png](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:The_Curies%27_honeymoon_1895.png)

cesas en ellas fue la luna de miel que eligieron. Con el tiempo, recorrieron Francia en bicicletas, lo cual disfrutaban los dos. Si bien trabajaban sin descanso, priorizaron las salidas y vacaciones.

### COMO ENCAMINÓ SU DOCTORADO EN FÍSICA

En un primer momento, Marie impulsó a que Pierre terminara su Doctorado que había postergado y en 1895 defendió su trabajo sobre piezoelectricidad. Más adelante, Marie comenzaría su Doctorado en Física, aunque no tenía definido el tema de investigación. Tenía mucho interés en investigaciones novedosas como las llevadas a cabo por Henri Becquerel y por Wilhelm Röntgen, sobre el decaimiento del Uranio y la emisión de Rayos-X. Fue así que decidió investigar el origen de la radiactividad natural. A partir de muestras de pechblenda, que se cree que es una clase de uranita, midió con precisión la carga emitida como subproducto de la desintegración del Uranio, observando que debía haber un núcleo radiactivo nuevo en dichas muestras. Marie se dio cuenta que las emisiones de radiación eran inherentes al núcleo atómico, acuñando el término de radiactividad para la emisión de energía proveniente de la desintegración del núcleo y luego, se nomencloó como Curie la unidad de actividad en su honor. Durante muchos años, continuaron investigando junto a Pierre cómo extraer Radio y Polonio radiactivos.



Pierre y Marie con su hija Irene. Nota: tomada de [https://es.m.wikipedia.org/wiki/Archivo:Marie\\_Pierre\\_Irene\\_Curie.jpg](https://es.m.wikipedia.org/wiki/Archivo:Marie_Pierre_Irene_Curie.jpg)

Para continuar con su investigación, Marie y Pierre contrataron una niñera para sus hijas. No era común en la época que la mujer madre trabajara, por lo general, se encargaba de cuidar a su familia y su casa. En 1897, tras la muerte de la madre de Pierre, su padre, Eugene Curie, se mudó con la pareja y ayudó en la crianza de las niñas.

Fue tal el interés que despertó la radiactividad en Marie y Pierre, que él postergó su investigación en magnetismo para dedicarse de lleno a la desintegración del núcleo. En 1901, Marie obtuvo el título de Doctora en Física y en 1902 lograron aislar al Radio y calcular su número másico, mediante la utilización del electrómetro.

### EL LABORATORIO

Hasta el día de hoy se encuentra contaminado el laboratorio donde trabajaron tantos años Marie y Pierre con Radio. Todo lo que se encuentra allí, está sujeto a un período de semidesintegración de 1600 años. Los científicos del laboratorio contaron que veían luces verdes y celestes, lo cual los maravillaba. Más adelante se conocería su origen. Era común que mostraran Radio y estas luces en exposiciones públicas. En ese momento, se pensaba que el único efecto de la exposición a la radiación en seres humanos eran quemaduras en la piel. Pierre, por ejemplo, se expuso a una fuente de Bario y analizó el daño que le hizo en el brazo. Lo documentó día a día. Extasiados por su descubrimiento, consideraban que los daños que recibían era una muestra de su extenuante trabajo. Tal fue así que tenían muestras de cloruro de Radio en su habitación, les fascinaban las luces que emitían, iban al laboratorio de noche a observar las luces. Pierre llevaba una fuente en su bolsillo e impresionaba a sus estudiantes mostrando las luces verde azuladas. Así también, Irene, Marie y Pierre aspiraban Radio, como algo inofensivo.

### LA NO PATENTE

Muchos años les llevó a Marie y Pierre lograr separar el tan famoso Radio de otros subproductos del Uranio. Para separar un gramo de Radio, debieron utilizar alrededor de ocho toneladas de pechblenda. En ese tiempo, las condiciones en las que trabajaban eran muy precarias. Recibían ayuda económica de un grupo que luego se beneficiaría con su descubrimiento. Al separar Polonio, escribieron "Al llevar a cabo estas diferentes operaciones ... finalmente obtuvimos una sustancia cuya actividad es aproximadamente 400 veces mayor que la del uranio ... Creemos, por lo tanto, que la sustancia que extrajimos de la pechblenda contiene un metal hasta ahora desconocido, similar al bismuto en su

propiedades químicas. Si se confirma la existencia de este nuevo metal, proponemos llamarlo polonio, por el nombre del país natal de uno de nosotros.”.

Para separar el Radio, diseñaron una metodología, que consistió en agregar ácido y calentar, y luego mezclar por horas, de modo de obtener cloruro de Bario y de Radio. En lugar de patentar su descubrimiento, decidieron difundirlo de forma gratuita, para el bien de la humanidad. Escribieron “El radio no debe enriquecer a nadie, es un elemento y le pertenece a todo el mundo”. Así fue que publicaron la metodología de separación y su experiencia fue difundida alrededor del mundo. A partir de ello, el Radio fue amplia y desmedidamente utilizado, tanto en Curioterapia como en usos diversos, sin tener en cuenta las medidas de Protección Radiológica, que luego se implementarían por los efectos producidos por la exposición a la radiación.

#### MUERTE DE PIERRE - 19 DE ABRIL 1906

Pierre Curie estaba realmente muy enfermo, sufría dolores de hueso y perdía estabilidad. Sin embargo, era tal la pasión que sentían por su trabajo, que nunca dejó de ir al laboratorio. El día de su muerte, resbaló en la calzada mojada por la lluvia, saliendo de una reunión en el laboratorio y fue herido de gravedad por la rueda de un carro tirado por caballos. Marie se encontraba en el campo y supo la

- En 1898 Marie y Pierre descubrieron el Polonio y el Radio. Previamente, Henri Becquerel descubrió la radiactividad.
- En 1900 Pierre obtuvo un puesto de profesor de Física en la Sorbona y mientras tanto Marie daba clases en la École Normale de Sèvres.
- En 1903, Marie y Pierre ganaron el Nobel de Física junto a Henri Becquerel por sus descubrimientos. En un principio, no figuraba Marie. Mientras que la Academia de París no los apoyaba, eran premiados por la Academia de Ciencias de Suecia. Se convirtieron en celebridades mundiales.
- Pierre falleció trágicamente el 19 de abril de 1906 por efectos de la exposición a la radiación.

noticia al regresar por la noche. La pareja se había prometido continuar si uno de ellos no estuviera, por lo que Marie continuó con la investigación, tratando de aplicar el Radio en terapia.

Al fallecer Pierre, desde la Universidad de la Sorbona, le ofrecieron una pensión que ella rehusó, aunque tomó el puesto de Pierre y siguió con el trabajo de investigación. Fue la primera profesora en la Universidad de la Sorbona, por lo que el primer día de clase se llenó de medios de comunicación, ansiosos de escucharla. Ingresó en el aula magna de Física el 5 de noviembre de 1906, recibida con un largo aplauso. Marie Curie comenzó ese día explicando la teoría de la radiactividad, el trabajo de Becquerel y Pierre. Los medios escribieron “Terminó su clase, y después de haber dado una visión del pequeño resplandor azul del radio, Madame Curie se retiró como había aparecido, modesta y sencilla, insensible a los aplausos y ovaciones de su público”.

#### GUERRA RUSIA - FRANCIA

Alrededor de 1918, Marie envió a sus hijas a Londres y puso en marcha la creación del Instituto del Radio, pero al finalizar la construcción de sus instalaciones el proyecto se vio interrumpido por el inicio de la Primera Guerra Mundial. No logró salir de Francia y decidió colaborar con los heridos, poniendo a disposición todos sus recursos y encargándose de las unidades móviles de Rayos-X. Con las camionetas denominadas pequeñas Curies, las cuales tenían rayos X portátiles, Marie, Irene y otras personas realizaron más de un millón de radiografías de los soldados heridos de bala.



Marie Curie en una unidad móvil de Rayos-X. Nota: tomada de [https://es.wikipedia.org/wiki/Marie\\_Curie#/media/Archivo:Marie\\_Curie\\_-\\_Mobile\\_X-Ray-Unit.jpg](https://es.wikipedia.org/wiki/Marie_Curie#/media/Archivo:Marie_Curie_-_Mobile_X-Ray-Unit.jpg)



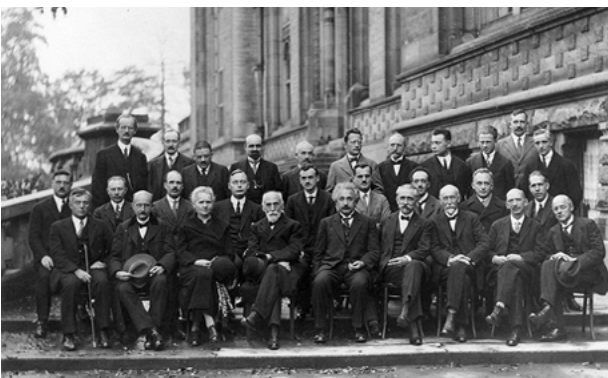
Al finalizar la guerra, se encontró nuevamente en una situación económica precaria y necesitaba Radio para continuar con su investigación. Luego de hablar con una periodista en 1920, solicitó una donación a EEUU, donde fueron recibidas junto a sus hijas como verdaderas celebridades, y recibió un premio por su trayectoria. Si bien no acudía a los medios, consideró que la excepción valía la pena para continuar su investigación.



Marie con enfermeros y doctores. Nota: tomada de [https://es.wikipedia.org/wiki/Marie\\_Curie#/media/Archivo:Marie\\_Curie\\_with\\_nurses\\_and\\_physician.jpg](https://es.wikipedia.org/wiki/Marie_Curie#/media/Archivo:Marie_Curie_with_nurses_and_physician.jpg)



Marie Curie e Irene, 1919, en el Instituto de Radio.  
Nota: tomada de [https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/2/2e/Marie\\_and\\_Ir%C3%A8ne\\_Curie\\_at\\_the\\_Institute\\_of\\_Radium%2C\\_1919.jpg](https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/2/2e/Marie_and_Ir%C3%A8ne_Curie_at_the_Institute_of_Radium%2C_1919.jpg)



Conferencia sobre Mecánica Cuántica.  
Instituto de Física de Bélgica, 1927. Nota: tomada de [https://es.wikipedia.org/wiki/Congreso\\_Solvay#/media/Archivo:Solvay\\_conference\\_1927.jpg](https://es.wikipedia.org/wiki/Congreso_Solvay#/media/Archivo:Solvay_conference_1927.jpg)

- A los pocos meses Marie tomó la cátedra de su esposo en la Universidad de París, así como la dirección del laboratorio, que estaba antes a su cargo.
- En 1910 Marie publicó el Tratado sobre la radiactividad.
- En 1911 Marie fue rechazada por la Academia de Ciencias Francesa y, el mismo año, recibió el premio Nobel de Química por el descubrimiento del Radio y Polonio.
- En 1914 finalizó la construcción del Instituto del Radio en París.
- Durante la Primera Guerra Mundial, Marie e Irene recorrieron los frentes de batalla con unidades móviles de rayos X.
- En 1921 Marie y sus hijas viajaron a EEUU a buscar la donación de 1 gramo de radio para continuar con su investigación. Años más tarde, volvería a pedir radio para el Hospital de Cáncer de Polonia.
- En 1935 Marie falleció de leucemia.

## DÍAS FINALES EN VARSOVIA

Marie obsesionada por crear un Instituto de Radio en Polonia, pidió la colaboración de su hermana y de su cuñado, ambos eran Médicos respetados que vivían allí. Con ayuda de donaciones lograron construir el edificio, aunque no tenía Radio, por lo que acude nuevamente a EEUU para pedir una donación. Marie volvió a Polonia, en 1932 para inaugurar el Instituto de Radio. Su sueño se había cumplido.

Como cuenta su hija Eve, Marie manipuló Radio durante 35 años sin protección. A sus alumnos en cambio, les pidió que utilicen pinzas para manejar los tubos radiactivos y que se protejan con plomo. Lamentablemente, la pareja Curie, así como muchos estudiantes finalizaron su vida con muchas patologías referidas a la exposición a la radiación. A pesar de encontrarse muy débil, Marie continuó trabajando con Irene y su esposo, con sus rosales, en su Instituto. Luego de tener fiebre, la internaron

a pedido de sus hijas en una clínica cercana. Sospechaban que era bronquitis pero al observar que no mejora, la trasladan. El 4 de julio de 1935 Marie muere de anemia aplásica en Sancellemoz (Francia). En 1995 Marie fue enterrada con Pierre en el Panteón francés - Academia de Paris, lugar de los grandes científicos del mundo.

### FRASES DE MARIE CURIE

- *Sé más curioso sobre las ideas que sobre las personas.*
- *No hay que tenerle miedo a la perfección, no se alcanzará.*
- *Nada en la vida es para ser temido, tiene que solo ser comprendido.*
- *Es importante hacer un sueño de la vida y de la realidad de un sueño.*
- *Creo que no hay ninguna conexión entre mi trabajo científico y los hechos de mi vida privada.*
- *Debemos tener constancia y sobre todo confianza en nosotros mismos.*
- *Debemos creer que estamos dotados para algo.*
- *Con frecuencia he sido cuestionada, especialmente por mujeres, sobre cómo podría conciliar la vida familiar con una carrera científica.*
- *Bueno, no ha sido fácil.*
- *No puedes esperar construir un mundo mejor sin mejorar a las personas.*
- *Con ese fin cada uno de nosotros debe trabajar para su propio mejoramiento y al mismo tiempo, compartir una responsabilidad general con toda la humanidad, nuestro deber particular es ayudar a aquellos a quienes creemos que podemos ser más útiles.*
- *Soy una de esas que piensan como Nobel que la humanidad atraerá más bien que mal desde los nuevos descubrimientos.*
- *Uno nunca se da cuenta de lo que ha hecho, uno puede solo ver lo que falta ser hecho.*

### REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Marie Curie. (2024, June 5). Wikipedia. La Enciclopedia Libre. [https://es.wikipedia.org/wiki/Marie\\_Curie](https://es.wikipedia.org/wiki/Marie_Curie)
- Lewicki, A. M. (2002). Marie Sklodowska Curie in America, 1921. *Radiology*, 223(2), 299-303. <https://doi.org/10.1148/radiol.2232011319>
- Cregan, E. R. (2024). Marie Curie: pionera de la física ebook. Teacher Created Materials.
- Quinn, S. (1996). Marie Curie. Da Capo Press.
- Sarton, G. (1938). Madame Curie (1867-1934). A Biography. Eve Curie, Vincent Sheean Pierre Curie (1859-1906). Marie Curie, Charlotte Kellogg, Vernon Kellogg Marie Sklodowska-Curie, 1867-1934. *Claudius Regaud. Isis*, 28(2), 480-484. <https://doi.org/10.1086/347353>
- Curie, E. (1966). La vida heroica de María Curie : descubridora del radio : contada por su hija. In Espasa-Calpe eBooks. <http://ci.nii.ac.jp/ncid/BA59916990>
- Marie Curie the scientist | Biog, facts & quotes. (n.d.). Marie Curie. <https://www.mariecurie.org.uk/who/our-history/marie-curie-the-scientist>
- Infobae. (2022, November 7). Marie Curie, la mujer que pasó hambre, ganó dos Premios Nobel y fue enterrada en un ataúd de plomo. Infobae. <https://www.infobae.com/historias/2022/11/07/marie-curie-la-mujer-que-paso-hambre-gano-dos-premios-nobel-y-fue-enterrada-en-un-ataud-de-plomo/>
- García, G. L. A. (2015, February 15). La reescritura del duelo en Rosa Montero. <https://eprints.ucm.es/id/eprint/41380/>
- Pascual, M. a. C. (2018). SÁNCHEZ RON, José Manuel (2009): Marie Curie y su tiempo, Barcelona, Drakontos Bolsillo, Crítica. *Didácticas Específicas*, 3, 153-156. <https://revistas.uam.es/didacticasespecificas/article/download/9198/9469>
- Dougherty, J. P. (2015). Wirten, Eva Hemmungs. Making Marie Curie: Intellectual Property and Celebrity Culture in Our Age of Information. *the Review of Metaphysics*, 69(1), 160. <https://press.uchicago.edu/ucp/books/book/chicago/M/bo19722759.html>
- Goldsmith, B. (2005). Genio obsesivo: el mundo interior de Marie Curie. <https://dialnet.unirioja.es/servlet/libro?codigo=258814>
- Muñoz, L. (2021). Personalidades históricas de la radioterapia. *Medicina*, 43(1), 11-17. <https://doi.org/10.56050/01205498.1580>
- Tomé, C. (2020, July 23). Polonio y radio. Cuaderno De Cultura Científica. <https://culturacientifica.com/2020/07/21/polonio-y-radio/>
- Páez, A. M. (2020). Marie Curie.
- Rebreyend, A. C. (2012). Hélène Langevin-Joliot & Monique Bordry (dir.), Marie Curie et ses filles. *Lettres*. Paris, Pygmalion, 2011, 417 pages. *Clio. Femmes, Genre, Histoire*, 35, 280-282. <https://journals.openedition.org/clio/pdf/10639>

Vení a estudiar  
a la UNLP



# Física Médica

La Licenciatura en Física Médica se dicta en la Facultad de Cs. Exactas de la Universidad Nacional de La Plata desde el año 2002.

Tiene 39 egresadas y egresados que se destacan en diferentes áreas como medicina nuclear radioterapia, radiodiagnóstico, radioprotección, investigación y neurociencias.

La Autoridad Regulatoria Nuclear reconoce los contenidos teóricos de la carrera para obtener los permisos individuales de Especialista en Física de la Radioterapia y Especialista en Física de las Instalaciones de Medicina Nuclear.

*Inscripciones*  
en noviembre 2024  
para el ciclo 2025



[fisica.unlp.edu.ar/carreras/licfismed](https://fisica.unlp.edu.ar/carreras/licfismed)



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



UNIVERSIDAD  
NACIONAL  
DE LA PLATA



## ENTREVISTA A FEDERICO BIAFORE Y GABRIELA DE PINO

POR GUSTAVO SÁNCHEZ

Federico obtuvo la Licenciatura en Física Médica en UNSAM en 2004. En esos años las opciones locales de investigación y trabajo en Física Médica eran muy limitadas y la principal (Radioterapia) no le resultaba interesante. Bajo la dirección de Carlos D'Attellis realizó un Doctorado con beca CONICET en modelación matemática y control de la infección por el VIH. El ámbito del Procesamiento de Señales e Imágenes Médicas le había interesado desde la carrera de grado y una vez finalizados sus estudios de posgrado decidió abocarse al mismo de manera completa. Comenzó trabajando en imágenes PET y luego en resonancia magnética (RM).

Gabriela también es Física Médica de la UNSAM y se conocieron con Federico preparando el último final de la carrera: Física de la Radioterapia. Empezó trabajando en Radioterapia y mientras tanto seguía haciendo cursos de imágenes (en general de Medicina Nuclear), y en uno de ellos dio una charla una Física a la cual le escribió con ferviente interés en el área. Era una Física de FLENI, y al poco tiempo la llamaron para empezar una beca de Investigación en RM. Desde entonces, hace casi exactamente 20 años, se dedica al procesamiento de imágenes, especializada casi completamente en RM.

!.  
S  
I  
O  
R

## Breve historia

Siempre fuimos muy pocos estudiantes de Física Médica, y en general en el país es una carrera casi totalmente asociada a la Radioterapia. Me acuerdo que esperaba con mucha ansiedad llegar a esa materia, que es de las últimas de la carrera. Y no hubo caso, no logré encontrarle la chispa. Y nos juntamos los tres a los que nos pasaba lo mismo (ojo, no había muchos más en ese momento tampoco), y mientras salíamos de un bar y caminábamos por Paseo Colón, Fede nos preguntó medio desahuciado ya: “y si no es Radioterapia, ¿qué es?”. Y casi al unísono dijimos “Imágenes”. Lo loco no era sólo estar hablando de eso a esa hora y en ese contexto, sino que en ese momento no había ningún Físico Médico en el país, recibido como tal, dedicándose al Procesamiento de Imágenes. Había algunos Físicos que se dedicaban a Medicina Nuclear (MN), eso sí, y uno o dos que hacían algo de Procesamiento de Imágenes en FUESMEN. En MN el camino estaba más claro porque se necesita sí o sí el Físico Médico habilitado por la ARN para poder tener funcionando un equipo de Medicina Nuclear de uso clínico (particularmente en PET). Pero qué pocos eran, hasta sabíamos los nombres de todos. Y no pasó tanto tiempo desde ese día, serán unos veinte años (que no son nada, como dice el tango), y tampoco cambió tanto. Aún somos muy pocos los Físicos Médicos que nos dedicamos a Imágenes en el país.

Con Fede siempre seguimos trabajando juntos, primero dando clases en la UNSAM, yo en el área de RM y él en Procesamiento de Imágenes. Y justamente también con el tercer personaje de la salida del bar, a quien además logré rescatar de Radioterapia y trabajar juntos en imágenes durante muchos años. Después nos pasó con Fede que empezamos a plantearnos nuevos desafíos y lo que veníamos haciendo empezaba a quedarnos un poco chico. Con tanta experiencia acumulada también queríamos empezar a hacer aportes a nuestro entorno que fueran menos exclusivos y con algo más de vuelo. Nos parecía que el rol como Físicos Médicos estaba vinculado no sólo a ser el puente entre equipamiento/tecnología/Matemática/Física y los Médicos, sino también entre los artículos científicos y el paciente individual. Y un poco nos fue llevando el camino, porque empezaron a llamarnos de distintos lugares buscando ese conocimiento. Así que desde hace unos tres años trabajamos juntos ofreciendo

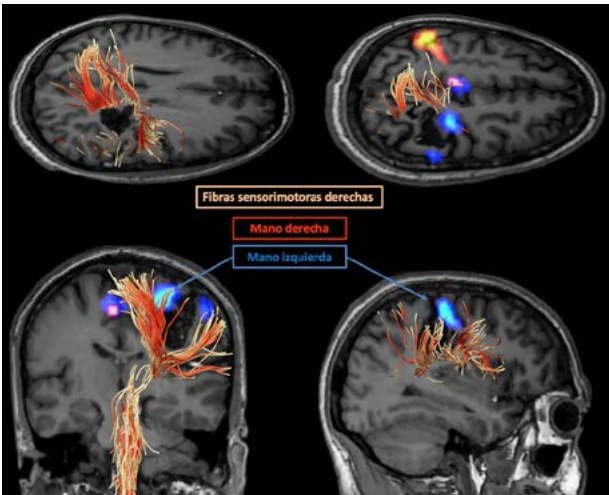
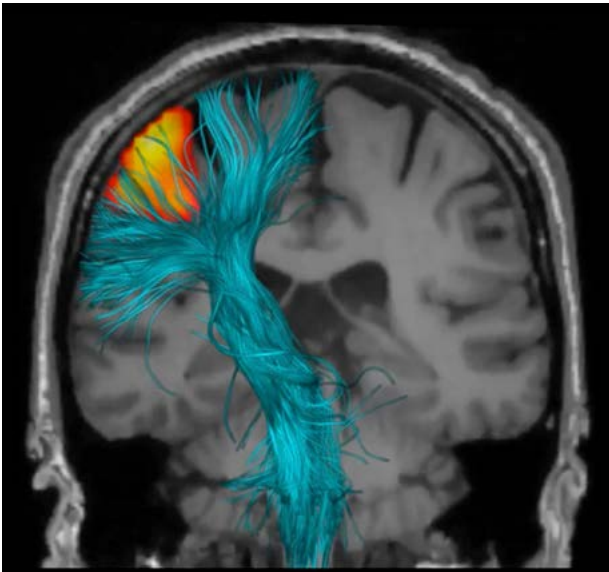
servicios de asesoría, capacitación y Procesamiento avanzado de Neuroimágenes en nuestro país y en el exterior, tanto a nivel asistencial como de Investigación Clínica.

### ¿Pueden describir la actividad que realizan actualmente? Si pueden dar un ejemplo, con fotos, mejor.

En términos generales nuestra actividad conjunta consiste en el Procesamiento y Cuantificación de Neuroimágenes multimodales. Pero es un poco más aún, porque para lograr esto necesitamos saber también sobre adquisición y optimización de imágenes, secuencias y equipamiento. Trabajamos con imágenes de Medicina Nuclear (PET, SPECT) y también con imágenes radiológicas como la Tomografía y la RM. Lo que más hacemos es asistencial. Y dentro de esta área, más que nada hacemos Procesamiento de Imágenes que se usan en neurocirugía, tanto en la planificación como en la resección quirúrgicas. Digamos que un paciente tiene una lesión cerebral y es candidato a cirugía. El Neurocirujano necesita saber por dónde entrar y hasta dónde reseccionar para asegurar que el paciente no salga del quirófano con déficit neurológico, pero también asegurar la mayor resección de la lesión. Nosotros adquirimos y procesamos dos secuencias avanzadas de imágenes, la RM funcional y la tractografía.

La primera es una técnica que mapea indirectamente la actividad neuronal del cerebro a partir de los cambios en el flujo sanguíneo. Al utilizar un área del cerebro, el flujo sanguíneo en esa región aumenta y esos cambios se pueden detectar con RM, lo que finalmente, luego del procesamiento, resulta en la localización del área del cerebro que “gobierna” una función específica (hablar, mover la pierna, etc.). Para estudiarlo, lo más frecuente es que el paciente realice una tarea dentro del resonador (por ejemplo, mover una mano) mientras se adquieren imágenes, y después del procesamiento se obtiene la región del cerebro que “comanda” esa tarea. Se puede hacer con otras tareas y finalmente obtener un mapa de la función de la corteza cerebral que el neurocirujano utiliza para no dañar esas regiones durante la cirugía y preservar así esa función en el paciente. Esta técnica es una de las más artesanales que hacemos, requiere el diseño del conjunto de tareas que realiza el paciente en el resonador, el equipamiento adecuado para transmitir las tareas,

la optimización de las secuencias de adquisición y finalmente el extenso procesamiento de las imágenes. De hecho, se realiza en muy pocos centros en el país, a pesar de su gran utilidad, debido a los desafíos que presenta. Es uno de los motivos por los cuales decidimos intentar llevarla a la mayor cantidad de centros posibles, y orgullosamente conseguimos hace pocos años incluirla en el resonador del Hospital Fernández de la mano de ARGUS.



La segunda técnica, la tractografía, es una representación tridimensional de las fibras nerviosas. Se obtiene a partir de las llamadas imágenes de RM de difusión, que miden cómo difunde el agua en el cerebro, logrando mapas del estado general de la sustancia blanca. Actualmente es la única técnica capaz de representar las fibras nerviosas in vivo. Tras el procesamiento, que puede hacerse manual o automáticamente a través de algoritmos basados en deep learning, se logran reconstruir la mayoría de

los grandes tractos de fibras nerviosas, y su función en neurocirugía es fundamental para delimitar los márgenes de la lesión y de la resección, sobre todo en profundidad.

Ambas técnicas pueden fusionarse, e incluso incluirse en los sistemas de neuronavegación, actuando como una suerte de GPS, para poder contar al momento de la cirugía con el mapa completo del cerebro, no sólo en su función, sino también en el "cableado"; respetando las funciones cognitivas del paciente, disminuyendo el tiempo de anestesia y de cirugía y aumentando la confianza del cirujano. Por ejemplo, en la figura se observan dos ejemplos de fusión de imágenes anatómicas, funcionales (activación de manos) y de tractografía (haz corticoespinal) para planificación quirúrgica.

Pero no todo nuestro trabajo es asistencial, y si bien vamos a dejar la investigación en un ítem aparte, sí queremos mencionar el desarrollo, todo ese trabajo "detrás de escena", donde el objetivo final es lograr un impacto asistencial. A veces el camino es más largo y en tren de llevar lo que leemos en papers al paciente/caso individual tenemos que hacer mucho trabajo previo de desarrollo. Un ejemplo de esto es un trabajo que estamos haciendo en conjunto con un Centro especializado en Neurociencias (INAC), en una población de pacientes con depresión fármaco-resistente candidatos a tratamiento con estimulación magnética transcraneal (TMS) acelerada. Lo novedoso es planificar este tratamiento guiado por imágenes de RM funcional en estado reposo, que dan una medida de cuán sincronizadas funcionan las distintas regiones del cerebro, formando redes de conectividad funcional. Este estudio, si bien es ampliamente utilizado en investigación, no se usa habitualmente en la clínica cotidiana. En este trabajo, basado en trabajos previos de investigadores de la Universidad de Stanford, buscamos localizar una región específica dentro de la corteza prefrontal que puede variar milimétricamente entre individuos, de forma tal de utilizarla como blanco para el TMS y lograr así mejores resultados.

En nuestro trabajo cotidiano, usamos diversos programas informáticos para llevar a cabo las distintas etapas (acondicionamiento y control de calidad inicial hasta las imágenes finales y los reportes cuantitativos). Para nosotros es fundamental el conocimiento y control de cada una de las etapas involucradas y no considerar las distintas herramientas informáticas como "cajas negras". Conocer sus al-

cances y limitaciones es esencial para proporcionar resultados confiables. Otro factor de importancia es tener conocimientos generales de los aspectos fisiológicos y clínicos-patológicos de cada caso, aspecto en el que nuestra formación multidisciplinaria como Físicos Médicos ha sido de gran ayuda.

**En el inicio, los Físicos en Radioterapia eran “asesores Físicos”. Inicialmente, los Médicos Radioterapeutas consideraban que podían encargarse de todo, hasta que en cierto momento se dieron cuenta que algunas cosas estaban fuera de su alcance, fue allí cuando aceptaron el “asesoramiento” de los Físicos. Y allí comenzó el largo camino de los Especialistas en Física de la Radioterapia, hoy una profesión regulada por la ARN. ¿Podemos decir que, en Neuroimágenes, estamos en algo similar a esta etapa inicial de los “asesores Físicos”?**

Queremos creer que sí, pero lo que notamos en el día a día no es tan claro. Por un lado, hay una tendencia a incorporar más tecnología, a querer dar un resultado clínico más elaborado y diferenciarse de la competencia, que cada vez, es más. Y muchos centros lo entienden así y buscan añadir estas técnicas y conocimientos a su práctica clínica. Pero por otro lado también existe una sed de velocidad y automatización que casi lleva al absurdo algunos procesos. Y de ahí a “cualquiera puede procesar imágenes” hay un pequeño paso. Y esto está fomentado también por los fabricantes de equipos, que venden los programas de procesamiento (a precios exorbitantes), como para que puedan ser operados por cualquier persona y reduciendo a veces los parámetros y tiempos de procesamiento a valores, cuanto menos, sospechosos. Por más tentadora que sea la idea, lo cierto es que no hay control ni conocimiento sobre los procesos que hace el programa, ni se pueden resolver fallas o problemas, o individualizar un paciente; por no mencionar los posibles errores de interpretación de los resultados. Si a esto le agregamos que no son programas reconocidos por la comunidad científica, de tal forma que no hay manera de extrapolar los hallazgos publicados en artículos científicos a aquellos procesados con estos programas, se hace un combo de dudosos resultados. Y en esta línea no es raro encontrar Médicos Imagenólogos que se dedican a procesar imágenes, incluso incentivados por el propio centro al cual pertenecen.

En esa ambigüedad de criterios estamos.

Lo cierto es que actualmente en nuestro país el trabajo de Procesamiento de Imágenes (neuroimágenes, en nuestro caso) no está regulado ni es exigido por un organismo específico como sucede en radioterapia y en medicina nuclear para ciertas tareas y competencias. Sumado a esto, tampoco está nombrado, por lo cual no es reconocido por las prepagas ni se puede cotizar o facturar de manera particular. Y eso hace que de alguna manera seamos “un lujo” que se dan algunos centros que pueden invertir parte de sus rendimientos para llegar a un mejor diagnóstico u ofrecer servicios que no están en otros lugares.

En nuestra experiencia, hemos sido convocados por los distintos centros con los que colaboramos por necesidad e interés de los mismos para realizar estudios específicos que requieren conocimientos que no forman parte de la formación de un médico, o que buscan comenzar a hacer investigación clínica de calidad.

Debemos destacar que en otros países (por ej. EEUU) la presencia de Físicos Médicos especialistas en Procesamiento de Imágenes, principalmente en el ámbito de la Resonancia Magnética, tiene al menos un par de décadas. Aunque la problemática económica es bastante similar. Y algunos (pocos) centros de magnitud en Argentina han sido pioneros en incorporar Físicos Médicos en dicho ámbito, como FUESMEN, FLENI, INTECNUS, el Hospital Británico, Argus, la Fundación Científica del Sur, por mencionar algunos. Y en los últimos años se fueron incorporando más.

**¿Cuán valorado es su trabajo por parte de los Médicos?**

Hay tres puntos importantes para contestar esta pregunta. Por un lado, está la corriente de pensamiento Médico que mencionamos antes, donde hay una preferencia en dejar el campo del Procesamiento de Imágenes a los propios Médicos Imagenólogos, convencidos de que se obtienen similares resultados. Con esta corriente de pensamiento no es posible trabajar en equipos multidisciplinarios como es deseable en nuestro trabajo. Lamentablemente son varios los centros en el país con este pensamiento, incluso algunos de los que históricamente habían sido pioneros en incluir Físicos Médicos han cambiado a esta modalidad. A esta tendencia se suman

los centros que creen que con su equipamiento no pueden hacer cosas tan avanzadas de imágenes, y también los que piensan que es económicamente prohibitivo. Y por ahí va otro punto importante sobre la valoración del trabajo: la económica. En salud es frecuente el sistema de medida de productividad. Y las comparaciones son odiosas, pero existen, y mientras que un Médico puede informar 30 estudios o más en una jornada laboral, nosotros podemos adquirir, procesar, cuantificar y reportar sólo 3 o 4 estudios clínicos. Eso sumado a que la práctica no está regulada ni nombrada, hace que termine pareciendo poco rentable nuestro trabajo en términos económicos, más aún para las personas que toman las decisiones financieras en los grandes centros, que muchas veces son ajenos totalmente a las imágenes. Esto hace que haya una resistencia a incorporar el Procesamiento avanzado de Imágenes a pesar de la gran utilidad clínica que demuestra, que se desvalorice y deprecie nuestro trabajo, e incentive a los médicos a que realicen el procesamiento, lo cual cierra el ciclo. Sin embargo, la corriente interdisciplinaria es cada vez más frecuente, y sentimos que los centros donde trabajamos o con los que colaboramos valoran mucho nuestro trabajo, tanto los Médicos Imagenólogos y Nucleares como los Neurocirujanos que utilizan nuestras imágenes para planificación y resección quirúrgica. En un principio quizás cuesta un poco la interacción, principalmente lograr que los Médicos comprendan bien el rol que cumplimos en el equipo de imágenes. A veces hacemos procesamientos que no pidieron para que conozcan la utilidad y generar el ámbito de discu-

sión y preguntas. Y entonces comienza la rueda. Tenemos comunicación y retroalimentación permanente, lo que nos permite mejorar nuestro trabajo y poder plantear soluciones a las necesidades específicas de un caso o de una patología.

También debemos destacar que a diferencia de nuestra etapa de estudiantes y de nuestros inicios, las sucesivas generaciones de médicos han sido más proclives a trabajar de manera interdisciplinaria. Hoy resulta algo más natural de plantear e implementar que hace 20 años.

### ¿Hacen investigación? ¿Pueden citar algún ejemplo?

Hacemos investigación básica y clínica, tanto a nivel individual como en nuestro trabajo conjunto. Tenemos colaboraciones con grupos de investigadores de CONICET y también con equipos médicos de los centros donde trabajamos. También tenemos proyectos de investigación y desarrollo que son propios y a partir de los cuales convocamos a otros grupos a participar.

Un ejemplo es el proyecto de investigación con el que colaboramos con un equipo de Medicina Nuclear e Imágenes de INTECNUS, Investigadores de CONICET y Psiquiatra del Centro de Neurociencias Aplicadas (NEA), cuyo objetivo es estudiar la conectividad entre el cerebelo y la vía de la recompensa en pacientes con desórdenes por consumo de alcohol. Se trata de un trabajo multimodal que implica el Procesamiento de Imágenes PET (con 18F-FDG) y RM, adquiridas en un equipo de PET/RM híbrido casi único en el país; con una población local de Bariloche que replica la problemática del país, que nos posicionó terceros a nivel mundial en consumo de alcohol, de acuerdo al informe de la OMS de 2018, y se agravó aún más durante la pandemia.

De manera individual (Gabriela) forma parte del Grupo INAAC, integrado por investigadores de CONICET, FLENI y UBA entre otros, cuyo principal interés es estudiar las características funcionales y estructurales del cerebro humano vinculado a las alteraciones de la conducta (principalmente esquizofrenia, depresión y trastornos de la personalidad) y al procesamiento emocional a través del estudio de las redes de neuronales adaptativas de estas patologías frente a situaciones adversas y a la búsqueda de marcadores asociados a la evolución y/o a la respuesta a tratamientos. Además, colabora



**“Por un lado, hay una tendencia a incorporar más tecnología, a querer dar un resultado clínico más elaborado. Pero por otro lado también existe una sed de velocidad y automatización que casi lleva al absurdo algunos procesos”.**



en el Laboratorio de Fisiología de la Acción del IFIBIO Houssay-CONICET de la Facultad de Medicina de la UBA, con proyectos vinculados al estudio de los mecanismos neurofisiológicos que subyacen al aprendizaje de nuevas habilidades motoras y a los cambios cerebrales asociados a la formación de memorias motoras de largo término.

### ¿Trabajan con colegas de otros países, o son convocados por centros médicos extranjeros?

Sí, trabajamos con centros y colegas de otros países, principalmente de Latinoamérica, dado que la problemática que compartimos es similar. Las mejoras en los sistemas de conectividad han permitido que podamos realizar nuestro trabajo sin tener que estar presentes in situ. De hecho, nuestro trabajo comprende además tareas de capacitación de médicos y técnicos y optimización de protocolos de adquisición que muchas veces podemos implementar de manera virtual para los distintos centros.

### ¿Qué consideran que debería incluirse en la currícula de los planes de estudio en FM?

Sin dudas que la FM ha cambiado mucho desde que nosotros comenzamos nuestros estudios. Las tareas del Físico Médico ya no consisten solamente en realizar dosimetría y planificaciones básicas, control de calidad del equipamiento y Protección Radiológica. Hoy es un campo muy dinámico donde las imágenes ocupan un rol cada vez más prepon-

derante. Estamos en la era de la radiómica, de los biomarcadores de imagen. Hoy en Radioterapia se planifican tratamientos con imágenes multimodales TC/RM/PET (hasta se incluyen imágenes de fMRI para preservar áreas elocuentes), en Radioterapia metabólica la dosimetría es personalizada y basada en imágenes (a nivel voxel). Se están utilizando redes de conectividad funcional y estructural obtenidas a partir de imágenes PET/RM para el diagnóstico y seguimiento de patologías neurológicas. En los últimos años la IA, machine learning, deep learning, etc. han impactado fuertemente en el campo de las imágenes médicas (reconstrucción, corrección de artefactos, segmentación y volumetría de estructuras y en la ayuda al diagnóstico). Es sumamente importante que los Físicos Médicos conozcan los alcances y fundamentalmente las limitaciones de estas técnicas. Una sólida formación en Procesamiento de Imágenes que incorpore estos avances (y que los actualice), acompañada de conocimientos profundos de programación, es mandatorio en un programa de formación en FM.

### ¿Quieren agregar algo?

Queremos agradecer la oportunidad de contar lo que hacemos como Físicos Médicos porque nos parece importante que las futuras generaciones tengan en cuenta esta rama de la Física Médica que quizás es menos convencional y tiene todavía bastante camino por recorrer para ganar visibilidad y posicionarse más naturalmente dentro de la Investigación y el Diagnóstico por Imágenes.

**CER**  
protección radiológica  
respetando la vida


Servicio de Dosimetría Personal.

Dosimetría Ambiental en Industrias y Escáneres Rx.

Diseño de Recintos de Irradiación y Cálculos de Blindaje (Aceleradores, PET CT, TAC)

Radioprotección: Instrumentos para Monitoreo y Elementos de Protección Ambiental y Personal.

Servicios de Radioterapia: Equipamiento para Dosimetría Clínica. Aceptación y Comisionamiento de Aceleradores Lineales. Programas Externos de Control de Calidad y Auditorías. Relevamiento de Haces para planificadores. Dosimetrías anuales.

Servicios de Diagnóstico por Imágenes: Programas Externos de Control de Calidad y Auditorías. Equipamiento para Control de Calidad. Representante Oficial en Argentina 

Asesoramiento Norma AR10.6.1 Sistemas de Gestión para la seguridad en las Instalaciones y Prácticas.

Dosimetría Personal y Ambiental por Film  
Sistema de Gestión de Calidad Certificado  
**IRAM - ISO 9001: 2015**



#### CONTACTO:

ricardo.sacc.cer@gmail.com  
ADM: adm.cerrp@gmail.com

NO OLVIDAMOS NUESTROS SERES QUERIDOS. AQUELLOS QUE PERMANECEN CON NOSOTROS A TRAVÉS DE SU LEGADO. NUESTROS MAESTROS, LOS QUE PASARON Y LOS QUE ESTÁN PRESENTES, DE LOS QUE TENEMOS TANTO QUE APRENDER.

RECORDANDO A LA GRAN FÍSICA MÉDICA

# MARIANA LEVI DE CABREJAS

Por Rosana Pirchio

En este espacio recordamos a nuestras queridas figuras, las que están y las que pasaron por el campo de la Física Médica, realizando diferentes tipos de aportes. Hoy nuestro homenaje es a la tan querida y reconocida MSc. Mariana Levi de Cabrejas. En 1940 llegó para cambiar paradigmas y el 3 de marzo de 2021 nos dejó, con su obra terminada. Este artículo recuerda a esta gran mujer y a su trayectoria. ¿Quién no la conoció? ¿Quién no se cruzó con ella en algún curso o congreso? ¿Quién no tiene un lindo recuerdo de ella? Mariana pasó por este medio dejando una huella profunda, trabajando entre otros con Amalia Pérez, Diana Feld, Jorge Arashiro y Ana María Bomben. Te propongo que juntos transitemos este camino muy emotivo, aunque algo melancólico.

## ¿QUIÉN ERA MARIANA?

Fue una de las primeras, sin lugar a duda, en mostrar el rol de la mujer en el campo de la Física Médica. Trabajó toda su vida en la Comisión Nacional de Energía Atómica (CNEA) y en diferentes clínicas. Brilló fundamentalmente en el área de Medicina Nuclear, dictando numerosos cursos, participando de diferentes proyectos de investigación y capacitación - fundamentalmente con el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) -, recibiendo diversos premios por su labor científica. En síntesis, fue reconocida nacional e internacionalmente.



Mariana en el VIII Congreso de la ALASBIMN, en Brasil durante 1981.

Personalmente, tuve la suerte de conocerla en el Hospital de Clínicas, ella era, entonces, la Física Responsable del servicio de Medicina Nuclear y yo una pasante. En 1997 varios compañeros la visitábamos con un montón de inquietudes y fundamentalmente, con muchas ganas de aprender. Ella nos proveía de bibliografía sobre controles de calidad en equipos de Medicina Nuclear y Dosimetría. Después de la lectura, nos explicaba la temática y nos mostraba los equipos que había en el sector. En ese momento, compartía oficina con el Lic. Carlos Giannone. También trabajaba en el Hospital el Lic. José Nakasone. Cómo olvidar, la cantidad de equipamiento que desarrolló para mamografía y rayos X, y lo amable que era con nosotros.

Más adelante, fui su alumna en la Maestría de Física Médica, y allí me regaló 2 libros titulados: "SPECT una guía práctica", de 1992 y "Tomografía en Medicina Nuclear", de 1999. Años más tarde, en un Congreso de la Sociedad Argentina de Física Médica en Córdoba, me obsequió su último libro: "Tomografía por Emisión de Positrones y CT", de 2011.



Estas son las tapas de los libros que Mariana me obsequió y que siguen en vigencia.

Siempre sonriendo, humilde, con pasos seguros, luchadora, segura de sí misma y sabiendo dónde quería llegar. Familiar, siempre hablando de su esposo, de sus hijos y de sus nietos, sus grandes pilares. Sospecho que ellos eran su gran fortaleza.

### ¿CÓMO RECUERDAN A MARIANA?

En "Anales de la Sociedad Científica Argentina", Volumen 273 N° 2, 2022, en el Capítulo VII, rememoran la labor de Mariana. De ahí podemos extraer algunas memorias.

- El Dr Rodolfo Touzet escribió "... Toda herramienta matemática de control en Medicina Nuclear

son tuyas o fueron mejoradas por vos, no hay documento del IAEA en protección radiológica sin tu sello, no había congresos de Medicina Nuclear que no tuvieran tus cursos... todo lo hacías, lo mejorabas y enseñabas..."

- En tanto, la Sociedad Argentina de Física Médica y la Sociedad Argentina de Radioprotección - en las cuales Mariana era muy activa-, detallaron "... Mariana Levi de Cabrejas y Anita Cozman de Garreta fueron las primeras estudiantes de Física de la Facultad de Ciencias Exactas y Naturales de la UBA que culminaron sus estudios de la Licenciatura en Física con tesis de grado en temas de Física Médica. No fue fácil lograr que aceptaran este tipo de tesis, pero el tesón que pusieron ambas hizo que lo logaran. En el Primer Workshop del que fue organizadora, nació la Sociedad Argentina de Física Médica, de la que Mariana fue socia fundadora y posteriormente, Presidenta. Impulsó, junto a Susana Blanco, la creación de la primera Maestría en Física Médica en la Facultad de Ciencias Exactas y Naturales de la Universidad de Buenos Aires de la que fue directora y co-directora..."
- En este texto también la recuerdan como "... pionera en la implementación de los controles de calidad de los equipos de Medicina Nuclear en la Argentina ... impulsó que dichos controles se plasmaran en normativa para utilizar y adquirir sistemas de Medicina Nuclear en nuestro país y América Latina... Se la destaca como una de las primeras profesionales que validaron un sistema PET en Argentina..."



En la foto se ve a Mariana junto a otros compañeros, en la Fundación Escuela de Medicina Nuclear (FUESMEN), en 1991, durante la instalación del equipo PET.

### Una linda nota es “La primera Física Médica”

En ella, se cuenta cómo Mariana desde pequeña quería ser Física pero sus padres querían que sea diplomática. Sin embargo, ella siguió sus deseos y sus convicciones. Finalizada la Licenciatura en la Facultad de Ciencias Exactas y Naturales ingresó en la Comisión Nacional de Energía Atómica en 1965. Ella con, junto a su esposo médico, llevaron adelante una familia con 4 niños. En la entrevista también se detallan aspectos de la vida cotidiana y profesional de Mariana. Se destaca por ejemplo que era la mejor cocinera y quien inició la concientización e implementación de programas de control de calidad de equipamientos de Medicina Nuclear en Argentina y que, más adelante, pudo diseminar su experiencia y conocimiento en Latinoamérica gracias al gran apoyo del OIEA, donde años más tarde sería designada como experta de esta área.

### ¿Cómo la recuerda el Dr Raúl Cabrejas? Hijo y compañero de trabajo en el Hospital de Clínicas

Todos recordamos a Mariana andando por los pasillos con un montón de pendrives colgando en su cuello sabiendo perfectamente qué información tenía cada uno. También recordaremos cómo le gustaba hacer experiencias con fantasmas, medir dosis, controlar funcionamiento de equipos. Se movía como pez en el agua.

Para mí fue emotivo recordar a Mariana junto a Raúl, su hijo, con quien rememoramos sobre Mariana. Muchos profesionales de la Física Médica y de la Medicina Nuclear conocemos a Raúl, como Médico Nuclear de en el Hospital de Clínicas, Hospital Austral, o de algún Congreso.



En 2006, durante un congreso en Viena, del IAEA. Mariana junto a compañeros de diferentes países y junto a Raúl.

### RECORDANDO A MARIANA CON RAÚL

#### 1- ¿Qué le gustaba hacer en su tiempo libre? ¿Cuáles eran sus pasatiempos?

En su tiempo libre le fascinaba estar con su familia y amigos; bordar, hacer repostería y planear viajes (para ella, la familia y también para otros). En tiempos de vacaciones: disfrutar de la montaña, lago y sus vistas a Bariloche; de viajes por varios países donde disfrutaba de encuentros.

#### 2-¿Qué legados le dejó a su familia? ¿Y a vos? Recordando que sin dudas sus hijos siguieron los caminos de ambos padres.

Respeto por las personas. La importancia de la empatía, de la coherencia entre el decir y hacer. Otra virtud que se hizo carne en los 4 hijos es la generosidad. La rebeldía (defender derechos), desafiando los 'status quo'.

#### 3-Recorrió el mundo y conoció a expertos muy famosos, ¿conocés alguna anécdota? o nombres...

Trabajó como experta en IAEA por todo Latinoamérica y Europa por lo que conoció a muchos. Conoció a Brian Hutton (escocés, vivió mucho tiempo en Australia) con quien trabajó sobre el curso DAT (aclarar qué significa DAT) e investigó sobre calidad de la imagen. Henry Wagner de Austria también trabajó mucho con ella en SPECT. Ellinor (no recuerdo el apellido, de Holanda) y Van Herck, también de ahí. El Prof Xie y Kumar Padhy de Viena. Audrey Wegst de EEUU (muy amigas, sigo en contacto con ella). Conocimos a casi todos en asados que se hacían en casa cuando había eventos en Argentina en conjunto con IAEA. Siempre muy familiar.

#### 4-Mariana estaba siempre con su sonrisa, siempre amable y cordial. Vos, ¿cómo la recordas?

Cariñosa “a la alemana”. Quiénes no la conocían bien podrían pensar que no siempre estaba sonriendo. Siempre fue tímida y humilde, y eso a veces generaba cierta distancia de inicio con la gente. Una vez que Mariana conocía a la persona, pasaba a ser un/a hijo/a más. Jorge Arashiro es el exponente máximo de “hijo físico” (ni puedo pensarlo como adoptivo). Era otro hijo más, de su propia sangre; y así se llenó de otros hijos a quienes daba todo.

#### 5-Profundizando en la Física Médica

#### ¿A quiénes admiraba en el mundo de la Física Mé-

**dica? ¿Cómo fue su inicio en MN? ¿Siempre le apasionó?**

A ella le apasionaba todo lo que hacía. Estudió Física al lado de papá que estudiaba medicina. Creo que ahí fue donde vio la fusión entre ambas profesiones. Ella admiraba a papá. Papá a ella. De ahí salió la veta fusionada de la Física Médica. Inició en CNEA y, rebelde e innovadora como era, desafió los prejuicios de mujer física, mujer investigadora. La rebeldía y el hacer eran su motor. Y luego se convirtieron en su pasión. Acá en Argentina el Dr. Osvaldo De Grossi la apadrinó y le dio el puntapié inicial.

**6- Sabemos que trabajó en la SAFIM, AABYM y en ALASBIM y otras organizaciones nacionales e internacionales. ¿Cómo analizas su participación? ¿Lo disfrutaba?**

Lo amaba. Cada cosa que hacía la desglosaba hasta entenderla; luego la transfería a otros. Y cuando no tenía todas las herramientas para entender, y veía a alguien que sí, lo pasaba y acompañaba. Una líder nata.

**7-Trabajó muchísimos años en la CNEA división física Médica, en el Hospital de Clínicas sector MN, donde siempre se la veía rodeada de fantasmas y equipos de controles de calidad. ¿Qué recordás de su paso ahí donde vos también trabajabas cómo médico especialista?**

Aprendí mucho al lado de ella. Mamé el paso de hacer investigación, luego el control de la calidad, después el aseguramiento de la calidad y finalmente la gestión de la calidad. Lo tengo marcado a fuego. Como en la pregunta previa: ella disfrutaba generando conocimiento y pasándolo. Generando en equipo. Siempre propuso lo interdisciplinario. En el Clínicas estábamos juntos los médicos, físicos, técnicos y muchas veces los radiofarmaceutas.

**8-Fue la creadora de la Maestría de Física Médica de la UBA, dictaba cursos. ¿Tanto le apasionaba la docencia?**

La docencia.... Eso fue casualidad. Le apasionaba trabajar y aprender. Disfrutaba que los demás conocieran más y que aprendieran razonando. Le apasionaba compartir conocimiento, experiencias. Y no sólo de Física Médica. De todo. Era una forma de ser, de vivir.

**9-¿Cuáles consideras que fueron sus aportes más**

**significativos a la Física Médica?**

En ese paso hormiga, lento, chiquito y constante, fue cambiando la cultura profesional (en todas las disciplinas de la MN) hacia la calidad, la seguridad, la radioprotección. Inició como dije antes con los controles de calidad; y fue evolucionando en el tiempo hasta llegar a lo integral de la Protección Radiológica y la Gestión de la Seguridad por medio de la Física (control y aseguramiento de la calidad). Y no se quedó en la Física Médica solamente. También impactó en lo humano. Creo que por eso tuvo tanta repercusión. Como pusiste arriba: siempre estaba con una sonrisa ("alemana", a veces), siempre dispuesta, siempre empática. Al mismo tiempo firme, con convicciones, con transgresiones. Eso también dejó: el no conformarse, en no quedar en ese status quo inerte.

**Todavía no lo puedo creer, falta la risa contagiosa de Mariana.**  
de Dianita Feld

Conocí a Mariana cuando ingresé a la facultad, en el histórico edificio de Perú 222. Allí había una "sala de espera" para mujeres solamente, yo veía llegar a una estudiante con una enorme cartera de la cual iba sacando todo tipo de objetos: peines, lápices, cajitas y sobre todo muchos caramelos o golosinas!!

Era Mariana que se trasladaba desde Banfield para instalarse todo el día en la facultad, y se instalaba como si fuera su casa.

Los padres de Mariana eran alemanes y formaban un matrimonio "mixto". Tuvieron que dejar Alemania por la intolerancia racial durante el nazismo; así es como Mariana nació en Argentina.

Como anécdota, recuerdo otro camino que también quería recorrer Mariana con su familia (¡hermosa familia!) hacia el sur de nuestro país, justo en un momento en que había faltante de nafta. Mariana no se iba a dejar amilanar por ese nimio detalle! Partieron con bidones de nafta rumbo al sur ...El último viaje no estaba previsto, no lo esperábamos....

**Mariana Cabrejas para los centennials**  
Lic. Jorge G. Arashiro

Evocar a una figura como Mariana Cabrejas es un desafío imposible. No existen palabras que la describan, la expliquen o la representen cabalmen-

te. Fue una pionera en la física aplicada a la medicina nuclear cuando en el mundo se los llamaba físicos de hospital.

Podamos intentar tener una idea de cómo era la Medicina Nuclear en el inicio de su carrera: endocrinólogos, hematólogos y radiólogos conviviendo con químicos, bioquímicos y físicos, todos ellos compartiendo el desafío de tratar de desarrollar ese entusiasmo en un lugar al fin del mundo llamado Argentina.

Remarco **Mariana, desafío, Argentina. Destaco entusiasmo.**

Fue investigadora en evacuación gástrica en una época en que lo más moderno era programar con tarjetas perforadas. Fue pionera en la capacitación de la física médica, generosa al compartir sus conocimientos en clases, conferencias y libros. Famosos son sus Seminarios-Talleres que organizaba no solo en distintos lugares de la Argentina, sino en toda Latinoamérica.

No era instructora, era mucho más. Era educadora, era entusiasmadora.

Lograba que todos comprendan la importancia de la capacitación continua, de los fundamentos teóricos, de las nuevas tecnologías de cada época (vivió la época del centellografo lineal, pasando por el estetoscopio nuclear, la cámara gamma analógica con coincidencias, hasta tomografos híbridos). Introdujo a médicos, técnicos nucleares y físicos en los conceptos de computación, procesamiento de imágenes o simulaciones.

Trajo expertos internacionales, creó convenios internacionales para realizar trabajos en con-

junto, participó en la formación de SAFIM y de la maestría de Física Médica de la Universidad de Buenos Aires. Fue Jefa de División en la CNEA y consultora y conferencista internacional. Pionera en difundir los conceptos de Controles de Calidad, el Aseguramiento de la Calidad, de la capacitación continua como precursores de los Sistemas de Gestión de Seguridad.

Siempre organizada y siempre preocupada para que todos comprendan y avancen. Así es como ella puso su granito de arena en hacer que Argentina avance. Pero eso es solo hablar describirla a Mariana como investigadora, pionera de la Física Médica y docente, hechos que aparecían en su extenso currículo.

Lo que no aparece es su faz humana, su generosidad, sus consejos permanentes sobre cualquier tema, su buen humor y su pasión por los chocolates.

Si Uds., Centennials no tuvieron el privilegio de tratarla, imaginen a una experta de la física médica que responda todas sus dudas o inquietudes de manera comprensible y con ejemplos dados no solo por la lectura sino por la experiencia y todo ello con un trato amable como considerándolos parte de su familia. Bueno, se quedan cortos.

La Sra. Licenciada Mariana Levi de Cabrejas fue mi directora de trabajo de seminario, mi jefa de División, mi mentora, mi amiga y la sigo extrañando.

Argen **X**  
INSUMOS  
RADIOLÓGICOS

**EQUIPAMIENTO DE  
PROTECCIÓN  
RADIOLÓGICA**  
AMPLIA GAMA  
DE PRODUCTOS





## ENTREVISTA A LIC. GRACIELA VÉLEZ

POR JORGE ESCOBAR

La Licenciada Graciela Vélez es una referente en Física Médica en Argentina y en el mundo. Con más de 30 años de trayectoria, ha participado en distintas actividades de asistencia, docencia, investigación y consultoría. Sólo por mencionar algunas podemos nombrar su arduo trabajo como Física Responsable en el Hospital Oncológico de Córdoba, como Docente de la Universidad Nacional de Córdoba y como Consultora de la OIEA, donde se desempeñó hasta fin de octubre pasado. Ha participado en la puesta en marcha de una gran cantidad de centros en Argentina, pero también en otros países de Latinoamérica. Sus fortalezas no sólo abarcan la Física Médica, sino además áreas relacionadas con el equipamiento médico, la Protección Radiológica y la Seguridad del Paciente.

---

**¿Por qué alguien que estudia Física, como lo hiciste vos, en donde de medicina no ven nada... luego se apasiona por usar estos conocimientos en la atención de pacientes?**

En mi caso fue algo que se dio naturalmente porque desde el momento en que decidí estudiar Física tenía claro que deseaba trabajar en las aplicaciones médicas de la física. En realidad, mi primera opción fue estudiar Medicina, pero al no ver claro - en aquel momento - la posibilidad de hacer investigación en

el campo médico, me incliné por la Física Médica.

**Has participado en muchas instalaciones y puesta en marcha de servicios, como todo siempre un desafío, ¿alguno que recuerdes por la complejidad y la capacidad de resolución que podríamos decir que te llena de orgullo en particular?**

En mis comienzos el parque de equipos de Radioterapia instalados en el país era bastante viejo, las "inversiones" por aquellas épocas eran mayoritariamente compras de aceleradores lineales usados que se desinstalaban en EEUU y se instalaban en Argentina para reemplazar algunas unidades de cobaltoterapia. Si bien no todos los inversores seguían esa política, eran la mayoría. Creo que eso se debía principalmente a que no tenían ninguna competencia en los centros públicos, en uno de los cuales yo estaba trabajando y pujando por renovar el equipamiento. Corría el año 2002 y recibí la propuesta del gobierno de Panamá para conducir la reestructuración del Departamento de Radioterapia del Instituto Oncológico Nacional (ION) en aquel país, luego del serio accidente que costó la vida de varios pacientes de Radioterapia. Dicha oferta me llegó a partir de la recomendación de una querida amiga y excelente profesional, la Dra. Cari Borrás. Fue un desafío enorme y en muchos aspectos: que una Física Médica EXTRANJERA y MUJER fuera la responsable de seleccionar y entrenar al nuevo personal técnico y físicos, realizar la aceptación de los nuevos equipos de Radioterapia (2 LINACs con MLC, TPS, Braquiterapia HDR, simulaciones con tomografías, ...etc.) de la única Institución del Estado, garantizar la prestación de tan importante servicio para el país, organizar el Departamento incluyendo la redacción de protocolos clínicos para las nuevas prestaciones, interactuar con las empresas y "convencer" a la Autoridad Regulatoria que la población del país ya podía volver a confiar en el ION... ¡Sin dudas, esa etapa fue bisagra en mi vida profesional!!

Considero que esa incursión en Panamá fue algo así como una "bisagra" en mi carrera. Si bien yo era experta del Organismo Internacional de Energía Atómica desde 1994, y había participado en diferentes misiones y dictado cursos en varios países latinoamericanos convocada por OIEA, fue a partir del 2004 que desde Viena me invitaron a colaborar en diversos proyectos coordinados de investigación

y luego me contrataron como consultora en materia de Física Médica en varias ocasiones.

**¿Qué opinás de la Física Médica en Argentina?, y siendo alguien como vos que la ha visto crecer al menos en cantidad de profesionales, ¿qué opinión te merece?**

La Física Médica en Argentina siempre exhibió muy buena calidad y durante años lideró la formación de recursos humanos en esa área junto con Brasil y México en Latinoamérica. Inclusive en épocas de escasos recursos tecnológicos en nuestro país, los profesionales dedicados a la Física Médica se destacaron y aportaron al desarrollo de la profesión tanto en América como en Europa.

Afortunadamente, la incorporación de nuevas tecnologías al mercado y el acompañamiento de las autoridades en materia de Seguridad Radiológica (ARN) facilitaron la expansión de la profesión en número de profesionales dedicados que tienen lugares donde ejercer. Aún falta un empujón en el área del Diagnóstico Médico, pero de a poco se ven avances en esa área también.

**¿Alguien que ha trabajado tanto como vos, tiene algún hobby o un pasatiempo... o desayunás y cenás Física Médica?**

JAJAJA!!! ¡Claro que disfruto de muchas cosas - además de la física médica!

Soy una aficionada al tenis desde siempre, y lo practico con regularidad desde hace más de 30 años. En Córdoba - de donde soy - tenemos grupos mixtos



**"Afortunadamente la incorporación de nuevas tecnologías al mercado y el acompañamiento de las autoridades en materia de Seguridad Radiológica (ARN) facilitaron la expansión de la profesión en número de profesionales dedicados que tienen lugares donde ejercer."**

Lic. Graciela Velez



y de edades muy variadas que practicamos 3 veces por semana y aproximadamente cada 2 meses hacemos torneos/encuentros muy divertidos. Desde que estoy en Europa, hace ya 3 años y medio, me integré a grupos de tenis del OIEA... ahora me toca buscar otros aquí en Madrid. También disfruto del senderismo, especialmente en montaña, y es algo que hago con amigos prácticamente todos los fines de semana. El disfrutar de la naturaleza es algo que me estimula y relaja (no me banco los gimnasios cerrados).

### ¿Recordás tu presidencia en SAFIM?, ¿podrías contarnos un poco cómo fue ese paso?

¡Sí, claro! Fue una época complicada para mí porque a poco de comenzar mi gestión me convocaron como Consultora en OIEA y se multiplicaron mis responsabilidades a la vez que “se me desplazó el horario” (yo estaba 5 horas adelantada a la Argentina y esto me obligaba a trasnochar bastante). No habría sido posible sin el apoyo incansable y colaboración incondicional de un excelente Físico Médico y amigo entrañable que trabajó sin descanso en aquella época como secretario de SAFIM: Leopoldo Mazzucco. Fue una etapa de mucha efervescencia con opiniones enfrentadas dentro de quienes en aquella época éramos líderes y la llegada de “sangre joven”. Lamentablemente no llegamos a acuerdos para fijar un proceso de “Certificación” del Físico Médico a nivel nacional, algo que hubiese marcado un hito en la región donde sólo Brasil tiene ese proceso afianzado. Otro tema importante que se debatió en aquella época y aún no tiene definición, es la formación completa a nivel de postgrado para nuestra profesión, incluyendo no solo la parte académica sino también el entrenamiento clínico, el cual al día de hoy sigue siendo tema de debate. Las incumbencias de los ministerios de educación y de salud, el rol de las universidades, la CNEA y la ARN. El “divorcio” de las áreas académicas con las aplicaciones clínicas en nuestra formación, la injerencia de autoridades regulatorias en la evaluación de programas de formación en temas que exceden la Protección Radiológica, la falta de objetivos comunes con los Médicos especialistas (de ambas partes, Físicos y Médicos), y muchos otros temas de confrontación que no llegamos a pulir son pendientes que llevan demasiado tiempo sin resolverse.

### Has conocido y trabajado en muchos lugares en el mundo, si tuvieras que elegir alguno, ¿cuál sería y por qué?

Muchos de los problemas que mencioné en mi respuesta anterior no son privativos de nuestro país, sino que los vemos en otras tierras. Sin embargo, puedo mencionar que algunos países europeos han avanzado en estos terrenos y en ellos se valora nuestra profesión (Bélgica, España, Francia, por ejemplo). Estados Unidos y Brasil son también ejemplos claros de países en los que el Físico Médico es considerado un profesional de la salud y valorado como tal. No obstante, debo decir que hay ciertos centros - y algunos de ellos gubernamentales - en Argentina donde la figura del Físico Médico es tenida en cuenta a la hora de planear, diseñar y gestionar servicios de salud. Mucho depende de la personalidad y suficiencia de quien ofrece sus servicios y de la claridad de los planteos, que no sólo se ciñen a lo estrictamente técnico, sino que van más allá para proyectar las instituciones en un medio donde competir en calidad y reducir costos es también importante.

### Por último, ¿qué opinión te merece que la SAFIM pueda empezar de una vez por todas a imprimir su propia revista?

¡Me parece una excelente iniciativa! Es importante que los socios aprecien las tareas que desarrolla SAFIM en los distintos frentes, algo que cuesta ya que seguimos siendo muy pocos, con demasiadas responsabilidades y escasez de tiempo, pero es una manera de mostrar que con esfuerzo se pueden lograr avances y quizás de ese modo motivar a más gente para que se sume a trabajar por la sociedad.

# Física Médica

## Programas de Posgrado

### Oferta Académica

El plan de estudios avanza en línea con las recomendaciones del documento ARCAL CLXVIII -- Guías de Formación Académica y Entrenamiento Clínico para Físicos Médicos en América Latina, con el fin de brindar un diploma universitario de posgrado de 1 año, con todos los contenidos mínimos necesarios para la formación de un físico médico clínico.



**Título que otorga:**

**Diploma de posgrado en Física Médica Clínica en Radioterapia**

Otorgado por la Universidad Nacional de Cuyo.



**Duración:**

**1 Año (1.512 Horas).**



**Modalidad de cursado:**

**Bajo modalidad de residencia.**

## PRIMER AÑO

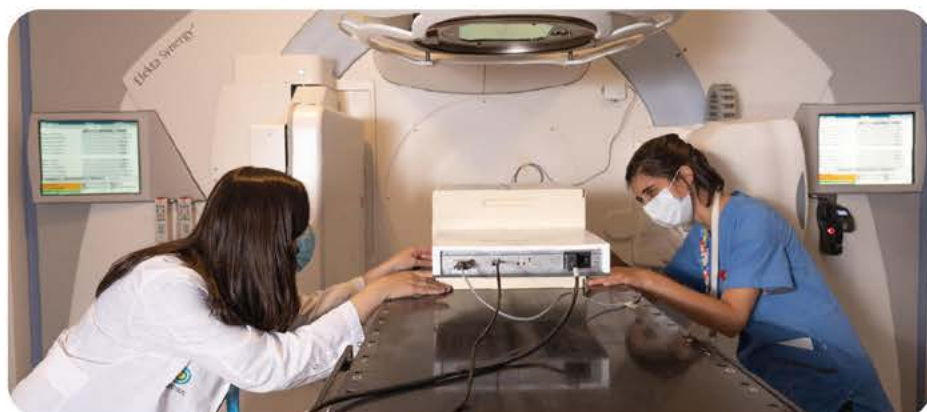
### FORMACIÓN PRÁCTICA

Entrenamiento clínico supervisado 1 (ECS)  
(En concordancia con la Guía ARCAL CLXVIII y TCS 37)



### CONTENIDOS

- Conocimiento clínico
- Protección radiológica en el ámbito clínico
- Sistemas de gestión de calidad
- Informática y redes clínicas
- Bioética profesional
- Control de calidad y Dosimetría en Radioterapia
- Simulación de tratamientos
- Planificación de técnicas básicas de Teleterapia
- Planificación de técnicas avanzadas de Teleterapia
- Planificación de tratamientos de Braquiterapia
- Adquisición de equipos de Radioterapia, pruebas de aceptación y puesta en servicio





 **Título que otorga:**  
**Diploma de posgrado en Física Médica Clínica en Medicina Nuclear y Radiodiagnóstico**  
Otorgado por la Universidad Nacional de Cuyo.

 **Duración:**  
**1 Año (1.512 Horas).**

 **Modalidad de cursado:**  
**Bajo modalidad de residencia.**

## PRIMER AÑO

### FORMACIÓN PRÁCTICA

- Entrenamiento clínico supervisado 1 (ECS)  
(En concordancia con la Guía ARCAL CLXVIII y TCS 47 & 50)



### CONTENIDOS

- Conocimiento clínico
- Protección radiológica en el ámbito clínico
- Informática y redes clínicas
- Bioética profesional
- Modalidades de Dxi y equipos híbridos
- Control de calidad en equipamiento de Medicina Nuclear y Radiodiagnóstico
- Mediciones de radiactividad y dosimetría interna
- Aplicaciones clínicas de la Medicina Nuclear y Radiodiagnóstico
- Adquisición de equipamiento, pruebas de aceptación y puesta en servicio
- Terapia con radionucleidos utilizando fuentes no selladas
- Sistemas de gestión de calidad



Reseña de Tesis de Maestría en Física Médica  
Universidad Nacional de Cuyo, Instituto Balseiro  
Defendida en Enero de 2023

## DOSIMETRÍA IN VIVO EN ESTUDIOS PEDIÁTRICOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTADA

AUTORA: Luisa M. Andrade López / DIRECTOR: Mgr. Emiliano Marino  
CO-DIRECTOR: Mgr. Héctor Agüero / JURADO: Mgr. V. Venier, Mgr. G. Álvarez, Mgr. R. Isoardi  
Disponible en: <https://ricabib.cab.cnea.gov.ar/1172/>

En este trabajo se implementa un sistema de dosimetría in vivo que permita medir la dosis en superficie (DS) en la adquisición de imágenes de tomografía computada (CT) de pacientes pediátricos, en la cercanía de órganos radiosensibles, como, por ejemplo, tiroides o cristalino. Para ello, se utilizaron dosímetros estimulados ópticamente OSLD nanoDot, los cuales fueron ubicados de forma sistemática en cabeza, cuello, tórax, abdomen y pelvis. Cabe aclarar que se hicieron pruebas para determinar que dichos dosímetros no afectaran la calidad de la imagen adquirida, dadas sus dimensiones y su densidad electrónica.

Los dosímetros utilizados fueron además caracterizados en el intervalo de dosis y energías utilizadas en tomografías pediátricas de los protocolos de la Fundación Escuela de Medicina Nuclear (FUESMEN). Para ello, se extendió el rango inferior de la curva de calibración existente en términos de kerma en aire, observando que la respuesta de los detectores OSLD fue lineal desde 4.5 mGy hasta 180 mGy.

Con el objetivo de comparar la dosis estimada utilizando los valores informados de CTDIvol para la adquisición de imágenes acorde a ICRP135, en cuya publicación se recomienda la estimación de dosis en cuerpo de pacientes pediátricos como no pediátricos con fantasmas CTDI de cuerpo (32 cm) y de cabeza (16 cm), se realizaron mediciones de DS con OSLD en 21 pacientes pediátricos con edades comprendidas entre 1 mes y 16 años en estudios de CT diagnóstica (realizadas con el equipo NeuViz 16 de Neusoft), de planificación (en equipamiento Somatom Definition AS) y PET-CT (en Discovery STE). También se compararon estos valores con los obtenidos al medir DS en fantoma CTDI de cabeza y de cuerpo con protocolos existentes en FUESMEN de cabeza, tórax, abdomen y pelvis (según correspondiera). La comparación fue realizada además con los resultados obtenidos al utilizar la corriente en unidad de tiempo sugerida por AAPM para optimizar los valores de referencia de dosis (DRL) en la adquisición de imágenes para el mismo equipamiento (Neuviz 16).

Los resultados obtenidos dependen del protocolo y equipamiento utilizado, mostrando diferencias entre la dosis estimada a partir de promedio en volumen de fantoma CTDI de 32 cm (del reporte de dosis del estudio) y la medida con OSLD de DS de 31 a 70% en estudios para la planificación de tratamientos de Radioterapia, de entre 13% (cabeza) y 53% (tórax) en estudios diagnósticos de CT y mayores al 100% en estudios PET/CT. En tanto, al comparar DS con estimaciones de dosis en fantoma CTDI de cabeza, se observaron diferencias de entre 87 y 92% al utilizar protocolos de cuerpo (tórax, abdomen y pelvis), reduciéndose al 6% en protocolos de cabeza. Por último, la optimización de los valores de corriente en unidad de tiempo para protocolos de cabeza y de tórax, mostraron para el equipo de CT diagnóstica, una reducción de DS de aproximadamente un 50%, de 55 a 30 mGy en cabeza y de 18 a 10 mGy en tórax.

Los detectores OSLD nanoDot™ poseen las características necesarias para realizar dosimetría in vivo en estudios de CT pediátricos, brindando posiblemente una herramienta valiosa para el programa de garantía de calidad y protección radiológica del paciente pediátrico. Se resalta a partir de este trabajo la importancia de establecer protocolos que consideren la edad y las dimensiones del paciente, así como la longitud de barrido adquirida, concientizando sobre el riesgo de dosis elevadas asociadas a valores altos de CTDIvol, que podrían ser mucho mayores en órganos de riesgo.

**PALABRAS CLAVES:** Calibración; Tomografía computarizada; Dosis en superficie; Tomografía pediátrica.

Reseña de Tesis de Doctorado en Física  
Universidad Nacional de Cuyo, Instituto Balseiro  
Defendida en Abril de 2023

## SEGMENTACIÓN DE IMÁGENES MÉDICAS

### MEDIANTE INFERENCIA BAYESIANA

AUTORA: Rodrigo Cárdenas Szigety / DIRECTOR: Dr. Germán Mato  
CO-DIRECTOR DE BECA: Dr. Roberto A. Isoardi / JURADO: Dres. V. Ballarín, F. Colavecchia, D. Hernández, C. Padra  
Disponible en: <https://ricabib.cab.cnea.gov.ar/1188/>

Esta tesis fue iniciada en el Grupo de Física Estadística e Interdisciplinaria y finalizada en el Departamento de Física Médica, ambos del Centro Atómico Bariloche con beca de CONICET. Contó además con la colaboración del Dr. Ariel Curiale y el Lic. Agustín Bernardo. El foco de la tesis fue el desarrollo de un modelo de segmentación basado en inferencia bayesiana que incorpora información a priori de estructuras a segmentar mediante priors de forma. El enfoque está basado en trabajos previos de segmentación bayesiana de tejidos y la adaptación de la idea de prior de forma de **level-sets** al contexto de inferencia bayesiana. En particular, se estudió la aplicación de este método al problema de la segmentación del ventrículo izquierdo en imágenes cardíacas de resonancia magnética nuclear de cine, en donde el **prior** de forma incorpora la información a priori de la geometría del tejido del miocardio en las imágenes.

El método fue validado con la base de datos del **Cardiac Motion Analysis Challenge 2011**, contrastando los resultados obtenidos contra anotaciones manuales realizadas por médicos especialistas en cardioimágenes. El desempeño alcanzado por el método de segmentación propuesto es compatible cuantitativamente con otros, aplicados al problema de segmentación de miocardio, endocardio y epicardio, con la ventaja principal de que no es necesaria una gran cantidad de datos para su funcionamiento y requiere mínima interacción. Finalmente, se estudió la aplicación del método de segmentación al cálculo del esfuerzo miocárdico, dentro del marco del desarrollo de una extensión para el software de procesamiento y visualización de imágenes médicas 3DSlicer. Se comprobó que el método de segmentación propuesto alcanza resultados cualitativos compatibles a otros métodos establecidos en el pre-procesamiento del cálculo de esfuerzo y además se contribuyó al desarrollo y validación de la extensión CardIAc del software 3DSlicer para cálculo y visualización de esfuerzo miocárdico.

Los aportes principales de la tesis consisten en la consolidación del enfoque sencillo de la incorporación de un prior de forma para especializar el método a una estructura específica en aplicaciones de segmentación bayesiana. Además, se agrega la dependencia con la distancia del prior de forma, permitiendo variaciones por fuera de los bordes de la región del prior y evitando el sesgo hacia a la forma específica del mismo.

Se destacan las publicaciones asociadas al trabajo de Doctorado, "**Left ventricle segmentation using a Bayesian approach with distance dependent shape priors**" de 2020 en **Biomedical Physics and Engineering Express** y "**CardIAc: an open-source application for myocardial strain analysis**" de **International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery** de 2021.

En cuanto a las perspectivas futuras de la investigación en este campo por parte del grupo, profundizar en el análisis cuantitativo automatizado de la función cardíaca con métodos basados en redes neuronales, como así también en la detección de patologías cardíacas como, por ejemplo, fibrosis. Además, existe interés de articular con instituciones y profesionales de la salud para evaluar estas herramientas en la práctica clínica.

**PALABRAS CLAVES:** Segmentación, Imágenes médicas, Inferencia bayesiana, Miocardio.

Reseña de Tesis de Maestría en Física Médica  
Universidad Nacional de Cuyo, Instituto Balseiro  
Defendida en Diciembre de 2023

## EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE HERRAMIENTAS

### DE AJUSTE FINO DEL MODELADO

### DE UN HAZ DE FOTONES DE 6 MV PARA RADIOTERAPIA

AUTORA: Tatiana C. Cusis Castro / DIRECTORA: Mgr. Sara Destri  
CO-DIRECTOR: Mgr. Sebastián Bianchini / JURADO: Ing. N. Espector, Ing. M. Molina, Mgr. R. Lápera  
Disponible en: <https://ricabib.cab.cnea.gov.ar/1233/>

El objetivo del trabajo se centra en evaluar las herramientas de ajuste fino disponibles en el Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS) Monaco, del acelerador lineal Elekta Synergy, denominadas Post modelling y su impacto dosimétrico sobre la planificación de tratamientos de radioterapia. Para el diseño y cálculo del plan de tratamiento de radioterapia, se utilizaron TPS que permiten la modificación de parámetros específicos del modelo del haz de irradiación del equipo, el colimador multiláminas (MLC) Agility, el detector planar MatriXX y el software de comparación de dosis MyQA, disponibles en INTECNUS, así como los campos de irradiación presentes en el paquete ExpressQA, proporcionados por el fabricante para el procedimiento de Post modelling.

Se estudiaron cada uno de los parámetros modificables del MLC y su impacto en el cálculo de los ocho campos del paquete ExpressQA, para lo cual se irradiaron dichos campos sobre el detector y se comparó la medición de dosis con el cálculo de TPS utilizando la métrica de índice gamma  $\Gamma$  2%, 2mm). Se estudió además el comportamiento del detector y el impacto de su resolución espacial en las mediciones. A partir del análisis del impacto de los parámetros modificables en el modelado, se determinaron aquellos que correspondían a procedimientos óptimos para proceder a la intercomparación de los planes de tratamiento originales y con Post modelling de dos pacientes de la institución.

Los planes de tratamiento clínico con los que se realizó la comparación del modelado usual de INTECNUS y óptimos con Post modelling, corresponden a un paciente con tratamiento de Cáncer de cabeza y cuello con técnica VMAT y a un paciente con tratamiento de Cáncer de esófago con técnica IMRT. En los planes de tratamiento originales del primer y del segundo caso, se observa que el 99.6% cumplen con el criterio clínico  $\Gamma$  3%, 3mm). Al comparar con los modelados óptimos utilizando Post modelling, se determinó que la métrica gamma de la intercomparación resultó en el 89.9% y 80.6% de los puntos de cálculo dentro de  $\Gamma$  2%, 2mm) para los modelos A y B en el primer paciente y que, el 92.8% y 94.3% de los puntos de cálculo se encuentran dentro de  $\Gamma$  2%, 2mm) para los modelos óptimos del segundo paciente.

La mejora en el porcentaje de puntos con  $\Gamma$  2%, 2mm) en la intercomparación para el plan de tratamiento de Cáncer de esófago se debe probablemente a que esta configuración posee menos angulaciones, dado que en el análisis de impacto de los parámetros modificables con campos del paquete ExpressQA, el que obtuvo una performance menos adecuada es el llamado FourL, con angulaciones definidas. Debido a los resultados obtenidos, se determinó que no hay una diferencia significativa entre el modelado original de uso actual en la institución y el agregado de Post modelling por lo que no es necesario hacer modificaciones al procedimiento usual.

**PALABRAS CLAVES:** Radioterapia; Haces de fotones; Modelado; Acelerador Synergy; Métrica índice gamma.

Reseña de Tesis de Maestría en Física Médica  
Universidad Nacional de Cuyo, Instituto Balseiro  
Defendida en Diciembre de 2023

## DISEÑO DE UN FANTOMA

## PARA AUDITORÍAS DOSIMÉTRICAS REMOTAS

## EN BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS

AUTORA: Rocío L. Gilli / DIRECTOR: Mgr. Guillermo Álvarez  
CO-DIRECTOR: Mgr. Arnulfo Ortiz Torres / JURADO: Mgr. D.E. Tolabin, Mgr. S. Bianchini, Mgr. E. Marino  
Disponible en: <https://ricabib.cab.cnea.gov.ar/1229/>

La tesis defendida por Rocío L. Gilli en Diciembre de 2023, dentro del marco de la Maestría en Física Médica del Instituto Balseiro, Universidad Nacional de Cuyo, fue realizada en el Servicio de Radioterapia de la Fundación Escuela de Medicina Nuclear (FUESMEN). La tesis fue galardonada con el premio Omar Alberto Bernaola a la Mejor Tesis de Maestría en Física Médica del Instituto Balseiro, otorgado por la Asociación de Ex Alumnos de la Institución.

En este trabajo se evalúa la factibilidad de implementar un programa de auditoría dosimétrica postal de nivel II para braquiterapia de alta tasa de dosis (BT-HDR) con fuente de  $^{192}\text{Ir}$  en Argentina. Para ello, se diseñó y construyó un fantoma sólido en PMMA, demostrando ser resistente a los envíos postales y práctico en su uso. Además, se emplearon dosímetros OSL nanoDot para las mediciones dosimétricas, los cuales fueron caracterizados y calibrados con el equipo Gammamed Plus iX, encontrándose todos los factores de influencia dentro de límites publicados internacionalmente.

En colaboración con tres centros de Radioterapia de Argentina que constan con equipos de BT-HDR con fuente de  $^{192}\text{Ir}$ , se implementó un estudio piloto de auditoría, para lo cual se desarrolló un procedimiento con instrucciones precisas para la planificación de un tratamiento a partir de un sistema de planificación de tratamiento (TPS) y la posterior irradiación del fantoma de manera sistemática y reproducible. Los centros auditados en la prueba piloto, recibieron por correo postal tanto el fantoma con un conjunto de dosímetros OSL, como el instructivo junto con una hoja de trabajo y una encuesta para evaluar la performance de la metodología. Todos estos insumos y documentos fueron devueltos a FUESMEN luego de la irradiación.

Dadas las incertezas del sistema dosimétrico propuesto (del 4%), se estableció como nivel de aceptación óptimo aquellas desviaciones porcentuales entre la dosis reportada por el TPS del centro auditado y la dosis medida con OSL, menores al 4%, considerando como aceptables aquellas desviaciones entre el 4 y 5%. En este sentido, los resultados obtenidos de los tres centros auditados en la prueba piloto, se encontraron dentro del límite óptimo, independientemente del fabricante del equipo. Asimismo, los centros auditados destacaron la facilidad de uso del fantoma y la claridad de las instrucciones enviadas. Los resultados obtenidos muestran que esta metodología podría establecer una base para un primer programa oficial de auditorías dosimétricas de BT- HDR en Argentina.

Como perspectivas futuras del trabajo, se incluyen la aplicación del sistema en más centros de BT-HDR con fuentes de  $^{192}\text{Ir}$ , la evaluación en equipos con fuente de  $^{60}\text{Co}$ , y la puesta en servicio de un laboratorio basado en dosímetros OSL para ampliar la capacidad de la auditoría.

**PALABRAS CLAVES:** Auditoría, OSL, Braquiterapia HDR, Ir-192, Fantoma.

Reseña de Tesis de Maestría en Física Médica  
Universidad Nacional de Cuyo, Instituto Balseiro  
Defendida en Mayo de 2023

## ROBUSTEZ EN SISTEMAS

## DE DEEP LEARNING PARA CLASIFICACIÓN

## DE IMÁGENES MÉDICAS

AUTOR: Matías A. Kloster / DIRECTOR: Dr. Germán Mato

CO-DIRECTOR: Dr. Ariel H. Curiale / JURADO: Dres. R. Cejas Bolecek, D.G. Hernández Lahme, S.L. Risau Gusman

Disponible en: <https://ricabib.cab.cnea.gov.ar/1197/>

En esta tesis se abordó el problema de la clasificación automática de imágenes mediante el uso de redes neuronales profundas. Estas técnicas han demostrado ser altamente efectivas y logran resultados comparables con el sistema visual humano, aunque son vulnerables frente a “ejemplos adversos cuidadosamente contruidos”, que se generan a partir de imágenes naturales y son capaces de engañar a la red neuronal, siendo clasificados erróneamente con una alta confianza en la predicción. Al ser visualmente indistinguibles de las imágenes originales, su detección consiste en un problema desafiante. En este trabajo, se presenta un método de detección de ejemplos adversos basado en la activación estocástica implementada en ciertas capas de la red neuronal, centrado en determinar la manera óptima de introducir este término de ruido, así como en evaluar la generalización de estos resultados a diferentes arquitecturas y problemas de clasificación, en redes con capas convolucionales al principio y densas al final.

Para ello, se generaron ejemplos adversos utilizando tres métodos distintos en cuatro bases de datos: MNIST de dígitos manuscritos del 0 al 9, CIFAR-10 con 10 categorías de objetos comunes (avión, auto, barco, camión, caballo, perro, gato, ciervo, pájaro, rana) y dos bases de Retinopatía Diabética (RD). Las dos primeras bases de datos son ampliamente reconocidas y contienen un banco de imágenes para entrenamiento y validación, mientras que las otras dos (RD) se diferencian únicamente en el tamaño de las imágenes adquiridas. Así también, se seleccionaron arquitecturas de redes adecuadas para cada base de datos, las cuales mostraron ser suficientemente precisas en la validación de cada uno de los bancos de imágenes. Luego se diseñaron tres tipos de ataque: DeepFool, FGSM y CW2, que demostraron afectar la precisión, engañando a la red neuronal de manera distinta en cada base de datos. Para garantizar resultados objetivos, se eligieron parámetros de ataque de manera que la magnitud promedio de la perturbación fuera similar en cada base de datos. Esto significa que, independientemente del tipo de ataque utilizado, la perturbación será consistente en una misma base de datos. Tras realizar diversas pruebas, se observó que la probabilidad de detectar exitosamente la naturaleza de una imagen (ya sea ésta original o un ejemplo adverso) depende de diversos factores, incluyendo el tipo de ataque utilizado, la base de datos sobre el que se implementa y la magnitud de la perturbación permitida durante la generación del ejemplo adverso.

Los resultados obtenidos muestran una amplia variación en la probabilidad de detección correcta, siendo del 99% para DeepFool aplicado a imágenes MNIST y del 74% para CW2 en imágenes de RD de mayor tamaño (200x300x3). Se observa además que al utilizar la base de datos RD de dimensiones pequeñas (100x150x3), para FGSM, la probabilidad de detección correcta se reduce casi a niveles de aleatoriedad, del 51%. Los resultados sugieren una posible relación inversa entre el nivel de complejidad en el conjunto de imágenes y la probabilidad de detección de la naturaleza de una imagen. Por ejemplo, la base de datos MNIST es la de complejidad más baja, por lo que es esperable que represente un alto grado de precisión en comparación con bases de datos de imágenes médicas. Dentro de las posibilidades de desarrollo futuro se destacan la inclusión de bases de imágenes médicas de mayor cantidad de datos y el análisis de la relación entre la complejidad de las imágenes, la probabilidad de detección y la capacidad de clasificación de la arquitectura de red. El código desarrollado en la tesis se encuentra en el repositorio público de GitHub mencionado en el trabajo completo.

**PALABRAS CLAVES:** Aprendizaje automático; Robustez; Imágenes médicas; Ejemplo adverso.



# ESTUDIÁ FÍSICA MÉDICA EN LA UNSAM

Carreras con reconocimiento de la ARN

**Licenciatura**  
en Física Médica

**Especialización**  
en la Física Médica Nuclear

**Especialización**  
en Imágenes Moleculares y Terapia  
Metabólica (UNSAM-CEMIC)  
Para profesionales de la medicina

DESDE 1994 CONTRIBUYENDO A LA FÍSICA MÉDICA  
ARGENTINA



[fmedica@unsam.edu.ar](mailto:fmedica@unsam.edu.ar)



Av. 25 de Mayo 1169  
San Martín, Buenos Aires



Escuela de  
Ciencia y Tecnología  
ECYT\_UNSAM

# IRRADIACIÓN TOTAL DE PIEL: COMISIONAMIENTO

## E IMPLEMENTACIÓN CLÍNICA

Caroline Descamps<sup>1</sup>, Edgardo Garrigó<sup>1</sup>, Edgar Falco<sup>1</sup>, Rosana Sansogne<sup>2</sup>, Silvio Arbiser<sup>2</sup>,  
Fernanda Díaz-Vazquez<sup>1</sup>, Gustavo Ferraris<sup>1</sup> y Lucas Causa<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Centro de Radioterapia Deán Funes, Córdoba, Argentina

<sup>2</sup> VIDT Oncología radiante, Buenos Aires, Argentina

Autor de contacto: Caroline Descamps (e-mail: carolinedescamps81@gmail.com).

**RESUMEN. Introducción:** La Irradiación Total de Piel (TSET, "Total Skin Electron Therapy") es un método utilizado principalmente en el tratamiento de la Micosis Fungoide. Para el control de esta enfermedad, se utilizan haces de electrones para irradiar la totalidad de la piel del paciente desde la epidermis hasta la dermis. **Objetivos:** Este trabajo se presenta como un informe/guía para comisionar e implementar en la práctica clínica la TSET detallando los diferentes pasos a seguir. **Métodos y materiales:** La técnica de TSET utilizada en este trabajo está basada en la Técnica de Stanford (Katzmark et al, 1960) en la cual el paciente es colocado, de pie sobre una plataforma, en 6 posiciones a una distancia de la fuente de irradiación extendida. Se coloca entre el paciente y la fuente una pantalla dispersora de acrílico de 5 mm de espesor. El comisionamiento de la técnica se realizó en estas condiciones, para haces de electrones de 6 y 9 MeV en un acelerador Trilogy de Varian. Se utilizaron diferentes fantomas y sistemas de dosimetría con el fin de realizar la calibración de los haces de electrones al isocentro, y en condiciones de tratamiento, determinar el posicionamiento de los diferentes accesorios y el ángulo de separación entre los dos campos de irradiación. Se midieron los perfiles verticales y laterales del campo obtenido a partir de los dos haces utilizados, el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) y la dosimetría absoluta. Finalmente, se realizó una verificación de las mediciones con dosímetros termoluminiscentes (TLD). En cuanto a la implementación clínica, se trataron varios pacientes realizando durante los primeros días de tratamiento un control de la dosis entregada con TLD. Se fabricaron protecciones (oculares, manos, pies...) para ser utilizadas según lo indicado por el médico a cargo. **Resultados y Conclusiones:** Siguiendo recomendaciones internacionales, se pudo comisionar la técnica de TSET sin inconvenientes e implementar su uso clínico de forma simple y segura.

**PALABRAS CLAVES.** Irradiación total de piel, Haz de electrones, Técnica Stanford, Comisionamiento e Implementación Clínica.

## I. INTRODUCCIÓN

La Micosis Fungoide (MF) es el tipo más común de linfoma cutáneo de células T, junto con el síndrome de Sézary y representa más del 50 % de los casos (Peñate et al, 2018; Falkenhain-López et al, 2023). En la MF, los linfocitos se vuelven malignos y afectan la piel. A lo largo de las últimas décadas, se han descrito muchas variantes clínicas e histopatológicas (Muñoz-González et al, 2016) y la Organización Mundial de la Salud y la Organización Europea para la Investigación y Tratamiento del Cáncer publicaron en 2016 una clasificación completa (Willemze et al, 2019). La población de esta patología es relativamente pequeña. Puede ocurrir en cualquier edad incluso en niños, pero la mayoría de los pacientes tienen entre 45 y 69 años. En Europa, la incidencia anual de linfomas cutáneos es de 10 casos por millón de habitantes (Maurelli et al, 2018) de los cuales 50 a 73 % son MF. En Argentina, la ciudad de Córdoba y sus alrededores (Provincia de Córdoba) tiene entre 4 y 5 millones de habitantes, por lo que se podría esperar menos de 40 pacientes al año.

Hay diferentes tipos de tratamientos disponibles para los pacientes con MF y síndrome de Sézary, como, por ejemplo, la terapia fotodinámica, la radioterapia, la quimioterapia y otras terapias farmacológicas, la inmunoterapia entre otras. Dentro de la radioterapia, uno de los tratamientos más utilizados es la Irradiación Total de Piel con haz de electrones (Total Skin Irradiation TSI o Total Skin Electron Therapy TSET). En este caso, el volumen blanco es la totalidad de la superficie cutánea desde la epidermis hasta la dermis lo que representa aproximadamente 5 mm de profundidad. Los electrones de baja energía (4 a 10 MeV) aparecen como de gran interés ya que presentan una caída de la dosis muy abrupta a los pocos milímetros de la piel y por lo tanto permiten una buena protección de los tejidos sanos más profundos. Varias técnicas de tratamien-

to han sido descritas en la literatura (Piotrowski et al, 2013) proponiendo una traslación o rotación del paciente durante su irradiación para permitir cubrir toda la superficie de su cuerpo (Evans et al, 2013; Piotrowski et al, 2006; Gerbi et al, 1989).

En este trabajo se adaptó otra técnica muy utilizada, la de Standford (Karzmark et al, 1960). Para irradiar la totalidad de la superficie de la piel, el paciente se ubica de pie, en seis posiciones, rotando 60 grados entre cada una de ellas. Para cada posición, el campo de tratamiento, llamado "Campo-dual", se obtiene a partir de dos ángulos de gantry separados entre sí de cerca de 40 grados para obtener un perfil de dosis combinado lo más homogéneo posible (Figura 1).

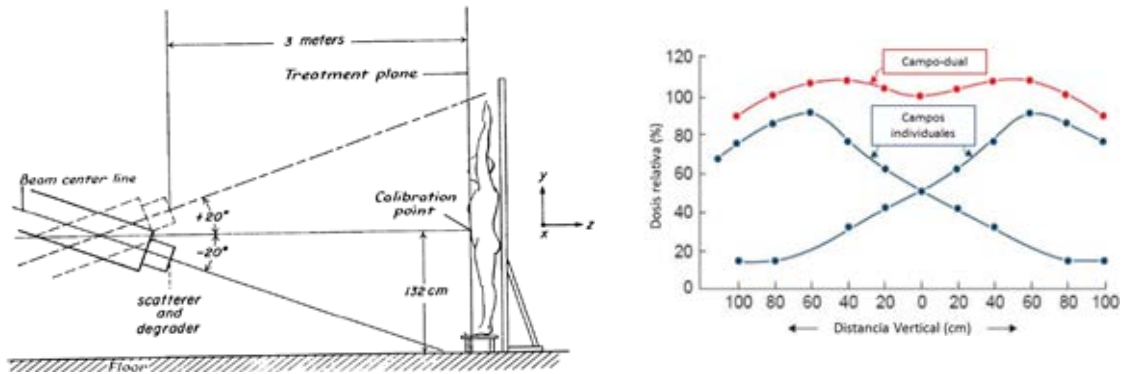


Fig. 1. A la izquierda: Campo-dual de tratamiento usando dos incidencias de gantry separadas entre sí de unos 40 grados (Karzmark et al, 1987). A la derecha: Perfiles de dosis de los campos individuales y del campo-dual

El primer día, se tratan las incidencias anterior, oblicua posterior derecha y oblicua posterior izquierda y el segundo día, se tratan las incidencias posterior, oblicua anterior derecha y oblicua anterior izquierda (Figura 2). Una pantalla de acrílico se posiciona entre el paciente y la fuente para dispersar el haz de tratamiento. Adicionalmente, es generalmente necesario realizar irradiación de las zonas a las cuales no llega el haz de tratamiento en las posiciones descritas anteriormente (calota, plantas de los pies, rafe inter-glúteo, surco marmario, entre otros). Estas "compensaciones de dosis" se realizan en condición de referencia con el paciente ubicado sobre la camilla habitual del acelerador interponiendo una pantalla de acrílico entre la fuente y el paciente para disminuir la energía del haz.

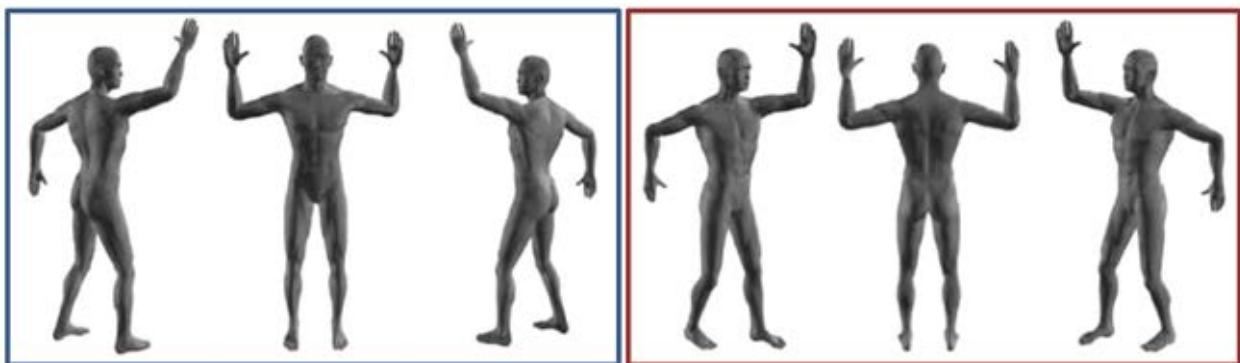


Fig. 2. Posiciones del paciente durante 2 días consecutivos de tratamiento (a la izquierda: día 1, a la derecha: día 2)

Siguiendo las recomendaciones del informe número 23 de la Asociación Americana de Física Médica (AAPM) publicado por el grupo de trabajo TG30 (Karzmark et al, 1987), se calibraron los campos de electrones en condición isocéntrica y de tratamiento TSET. Se propone en este trabajo describir cada paso necesario para la implementación y la caracterización completa de los campos de irradiación incluyendo la determinación del posicionamiento de todos los accesorios utilizados y del equipo de tratamiento. Adicionalmente, se expondrán consideraciones prácticas relacionadas al tratamiento en sí.

## II. MÉTODOS Y MATERIALES

El presente trabajo se realizó en un acelerador Trilogy (Varian) con las dos energías más bajas de electrones disponibles (6 y 9 MeV) permitiendo adaptar la energía de tratamiento a la profundidad de tejidos a tratar. El comisionamiento de la técnica se hizo en varias etapas. En un primer momento, se hizo una verificación de la calibración de los haces de electrones de 6 y 9 MeV en condición de referencia. Para ello se utilizó un sistema de escaneo motorizado en un fantoma de agua, una cámara de ionización de placas plano-paralelas ROOS (PTW) y un electrómetro UNIDOS (PTW). Las mediciones se realizaron en las condiciones de referencia utilizadas en el centro, con cono de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , a una distancia fuente-superficie de 100 cm y una tasa de dosis de 600 cGy/min. Las profundidades de referencia fueron de 13 mm para 6 MeV y 21 mm para 9 MeV.

En una segunda etapa, se determinaron las posiciones de los diferentes accesorios utilizados para el tratamiento: la plataforma sobre cual se ubica el paciente de pie tiene una altura de 20 cm permitiendo posicionar el abdomen del paciente a la altura del isocentro del equipo de tratamiento (131 cm). La distancia fuente-plano de tratamiento fue fijada a 353 cm (es decir una distancia isocentro-plano de tratamiento de 253 cm), posicionando la pantalla acrílica dispersora de 1 cm de espesor a 23 cm del plano de tratamiento (obteniendo una distancia isocentro-pantalla de 230 cm). La Figura 3 resume las condiciones elegidas. La línea roja representa el plano de tratamiento.

Luego se determinaron para cada energía las angulaciones del gantry  $\alpha$  para tener un campo dual de tratamiento (pintado en naranja en la Figura 3) lo más uniforme posible a lo largo de la vertical del paciente. Se trabajó primero con el gantry ubicado a 90 grados, en condición de tratamiento, utilizando la pantalla dispersora y el accesorio TBle-Tray que determina automáticamente un campo de tratamiento de  $34 \times 34 \text{ cm}$ , con el colimador a 0 grados y con una tasa de dosis de 1000 UM/min. Se colocó la cámara de ionización sobre una pantalla de acrílico ubicada sobre el plano de tratamiento en el cual se marcaron los ejes horizontales y verticales. Se midió el hemihaz desplazando la cámara en el sentido piso-techo con paso de 20 cm empezando a la altura del eje del acelerador. Se determinó así la posición del 50 % de la dosis del semi-perfil obtenido y por simple geometría, se obtuvo para cada energía, la angulación del gantry  $\alpha$  necesaria para obtener un campo dual homogéneo. Para optimizar más aún la unión de campos, se realizaron mediciones utilizando posiciones del gantry de  $90 \pm \alpha \pm 2$  grados, con paso de 0.5 grados, y se buscó la configuración de haz para la cual se obtuviera el campo más homogéneo posible en el sentido céfalo-caudal del paciente.

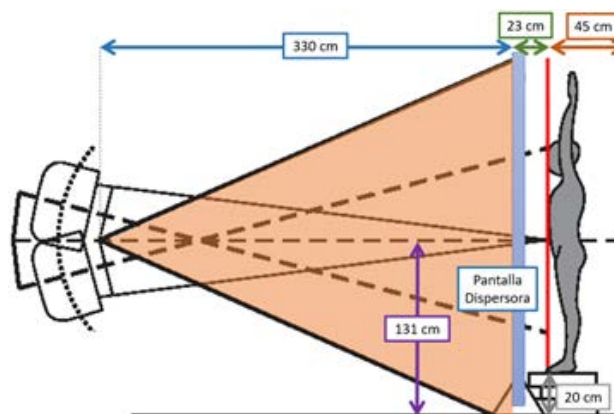


Fig. 3. Posición de los diferentes accesorios utilizados para el tratamiento de TSET.



Fig. 4. Medición del hemihaz con gantry a 90 grados, a) Disposición general, b) Cámara sobre el eje, c) Cámara desplazada a 40 cm sobre el eje vertical.

Una vez determinadas las angulaciones óptimas del gantry para cada energía, se verificó la correcta homogeneidad del campo-dual obtenido, midiendo perfiles verticales y horizontales. Para ello, se desplazó la cámara sobre la plancha ubicada en el plano de tratamiento en los ejes vertical y horizontal (marcados con cinta en la Figura 4), irradiando cada posición con las dos angulaciones determinadas.

Otro paso a realizar en la implementación de la técnica es determinar la energía del haz obtenido en el plano de tratamiento, ya que el paciente estará posicionado a una distancia extendida y se utilizará una pantalla dispersora de acrílico. Para tal fin, se realizaron mediciones de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) colocando la cámara plano-paralela en un fantoma sólido y agregando espesores de agua sólida y acrílico adelante, dejando siempre la superficie del fantoma en el plano de tratamiento (Figura 5). A partir de las mediciones realizadas, se determinó el parámetro R50, que se define como la profundidad a la que la dosis absorbida en el eje del haz de radiación toma un valor igual a la mitad del valor máximo de la dosis absorbida en el propio eje.



Fig. 5. Determinación de la energía en condiciones de tratamiento (Izq: Disposición general, Der: Ubicación de la superficie del fantoma sobre el plano de tratamiento)

Finalmente, para cada energía, se realizó una dosimetría absoluta en condiciones de tratamiento, es decir, con los accesorios TSET, utilizando las 2 angulaciones del gantry para cada irradiación (campo-dual) como se puede ver en la parte izquierda de la Figura 6. La cámara plano-paralela fue fijada en la superficie de un fantoma de tórax CIRS que, simulando la técnica de Stanford y las seis posiciones de un paciente, fue dispuesto de forma que la superficie del fantoma coincidiera con el plano de tratamiento y girado 60 grados entre posiciones consecutivas (parte derecha de la Figura 6).



Fig. 6. Determinación de la dosis absoluta en condiciones de tratamiento. A la izq: uso del campo-dual (2 angulaciones de gantry) y a la der: las 6 posiciones del fantoma CIRS (a la derecha)

Para validar y verificar todas las mediciones realizadas con la cámara plano-paralela, se verificaron la planicidad del campo-dual y la dosimetría absoluta con detectores TLD en las 6 posiciones del paciente (Figura 7), analizados de forma independiente por un laboratorio externo al Centro de Radioterapia.

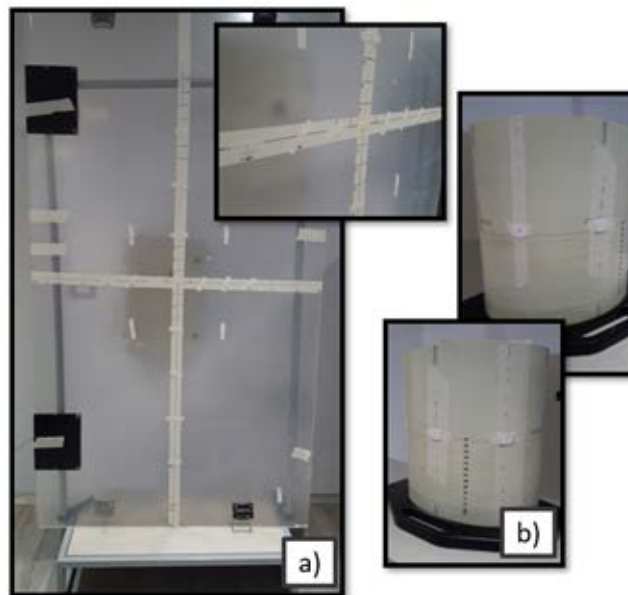


Fig. 7. Mediciones con TLD a) Perfiles. b) Mediciones en las 6 posiciones del método Stanford

Para caracterizar los haces utilizados en condiciones de referencia de modo de compensar la dosis en las zonas a las cuales no llega el campo-dual, se realizaron Curvas de Dosis en Profundidad o PDD para evaluar la energía del haz modificado por el acrílico apoyado sobre el cono y mediciones de dosis absoluta. Para ello, se utilizó la cámara plano-paralela ROOS ubicada en una cuba de agua y se midieron dichos perfiles para cada cono disponible en el Centro y para las 2 energías de 6 y 9 MeV. Para las curvas de PDD, la cámara fue desplazada en pasos de 1 mm desde la superficie hasta una profundidad suficiente para poder determinar el R50.

Para la realización de los tratamientos de los pacientes, se fabricaron antiparras plomadas para permitir una correcta protección ocular, guantes con protección de dedos y uñas con láminas de plomo (Figura 8) y protecciones plomadas para cubrir los pies de los pacientes cuando el médico lo decidiera.



Fig. 8. Antiparras plomadas para protección ocular y guantes con protección de dedos y uñas

### III. DISCUSIÓN Y RESULTADOS

A continuación, se presentan los resultados en cuatro secciones: la implementación de la técnica TSET, la validación de las mediciones con TLD, las mediciones en condiciones de referencia para campos de compensación de dosis y finalmente, los resultados obtenidos con los primeros pacientes tratados en el Centro.

## A. IMPLEMENTACIÓN DE LA TÉCNICA TSET

La verificación de la calibración de los haces de 6 y 9 MeV realizada en condiciones de referencia mostró una desviación inferior a 0.1 % respecto a la dosis de referencia, para las dos energías, permitiendo empezar la implementación de la técnica TSET con confianza.

En condiciones de distancia fuente-paciente extendida, durante la determinación de las angulaciones del gantry a adoptar para obtener un campo-dual lo más homogéneo posible, las mediciones de perfil vertical con el gantry a 90° mostraron una posición del 50 % del haz a 75 cm y 73 cm del eje central para 6 y 9 MeV respectivamente, lo que correspondería a una angulación del gantry a utilizar de  $90 \pm 16.5^\circ$  (6 MeV) y  $90 \pm 16.1^\circ$  (9 MeV). Luego de afinar esta primera aproximación realizando mediciones con angulaciones cercanas, se definieron para 6 MeV y 9 MeV, inclinaciones óptimas del gantry de  $18^\circ$  (es decir ángulos del gantry de  $72^\circ$  y  $108^\circ$ ) y de  $16.5^\circ$  (definiendo ángulos del gantry de  $73.5^\circ$  y  $106.5^\circ$ ), respectivamente. Estos resultados están conformes a los encontrados en la literatura de cerca de  $20^\circ$  (Karzmark et al, 1987).

Con estas angulaciones definidas para cada energía, se verificó la homogeneidad de los campos-duales obtenidos. Se obtuvo una homogeneidad de 8 % a los 160 cm en sentido céfalo-caudal y del 10 % a los 60 cm en sentido latero-lateral como lo ilustra la Figura 9. Estos resultados son aceptables para realizar TSET según las recomendaciones de la Organización Europea para la Investigación y el Tratamiento del Cáncer (Jones et al, 2002).

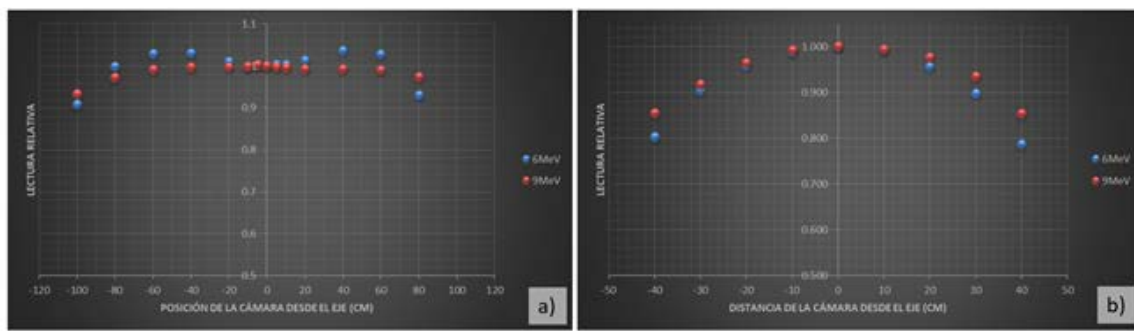


Fig. 9. Perfiles obtenidos en condiciones de tratamiento para las energías de 6 y 9 MeV: a) perfil céfalo-caudal, b) perfil latero-lateral.

Las curvas de porcentaje de ionización en profundidad (PDI) y de dosis en profundidad (PDD) en condiciones TSET obtenidas utilizando los campos-duales para cada energía se presentan en la Figura 10. A partir de las fórmulas especificadas en el documento TRS398 de la IAEA (Andreo et al, 2001) para pasar del parámetro R50ion al parámetro R50, se obtuvieron un R50 de 1.04 cm para 6 MeV y de 2.26 cm para 9 MeV. Considerando un porcentaje de dosis del 85 % utilizado comúnmente en terapias con haces de electrones, se determinó utilizar la energía de 6 MeV y 9 MeV para profundidades de tratamiento de hasta 6 mm y 16 mm, respectivamente.

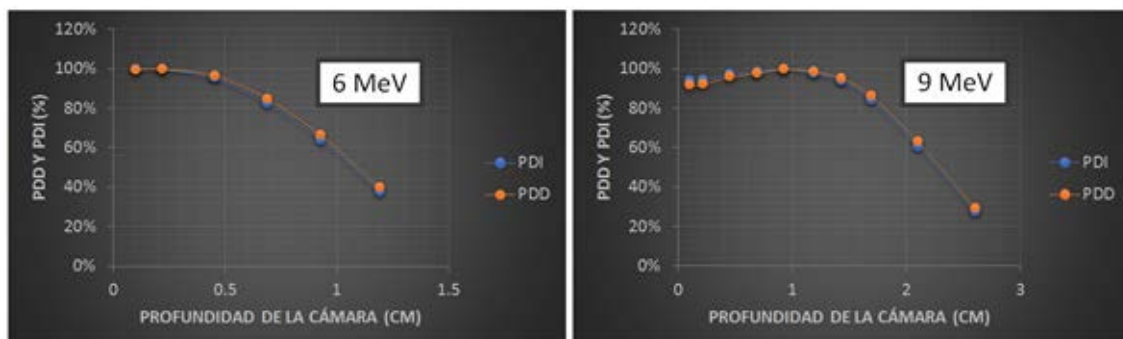


Fig. 10. PDD y PDI en condiciones TSET para las energías de 6 y 9 MeV.

Finalmente, con las mediciones de dosis absolutas en condiciones TSET, se obtuvieron un rendimiento de 0.15 y 0.18 cGy/UM respectivamente para electrones de 6 y de 9 MeV.

## B. VALIDACIÓN CON DOSÍMETROS TLD

Los TLD fueron calibrados en condiciones de referencia para las dos energías de irradiación. En la Figura 11, se muestran los resultados de los perfiles obtenidos. Se obtuvo una homogeneidad de 15 % en el eje horizontal y de 9 % en el eje vertical, acordes a los resultados obtenidos con la cámara plano-paralela. Por otro lado, la homogeneidad del eje vertical demuestra la correcta elección de las angulaciones del gantry. En cuanto a la dosis medida ubicando los TLD sobre la superficie del fantoma CIRS e irradiando con campos duales en las 6 posiciones de la técnica Stanford, se obtuvo una homogeneidad de dosis de 10 % para electrones de 6 MeV y de 5 % para 9 MeV. Todos estos resultados con TLD permiten confirmar la correcta implementación de la técnica.

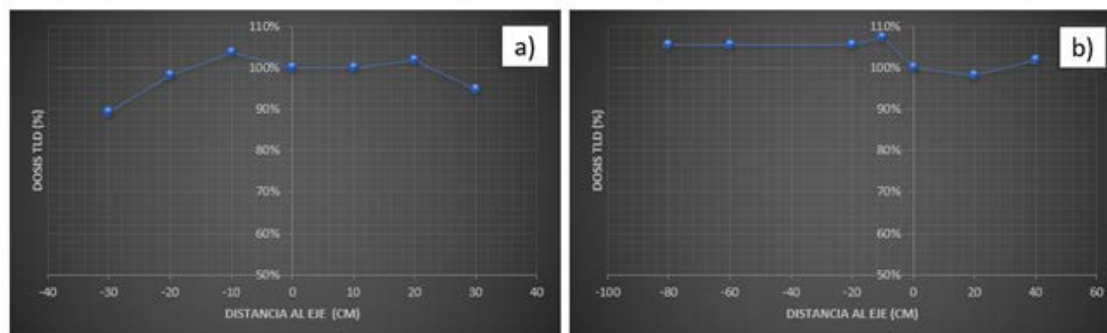


Fig. 11. Perfiles obtenidos con TLD, normalizados al TLD posicionado sobre el eje a) eje horizontal, b) eje vertical

## C. MEDICIONES EN CONDICIONES ISOCÉNTRICAS

En la tabla 1, se resumen todos los valores de R50 calculados a partir de las mediciones de PDD obtenidos en condiciones de referencia, para las 2 energías de 6 y 9 MeV, para los conos de 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 y 25 x 25 cm<sup>2</sup>, insertando una plancha de acrílico de 5 mm de espesor (sobre el cerrobend).

Tabla 1. R50 en mm obtenidos para cada cono en condiciones de referencia con acrílico para las 2 energías de 6 y 9 MeV

	6 MeV	9 MeV
<b>Cono 25 x 25 cm<sup>2</sup></b>	1.90	3.15
<b>Cono 20 x 20 cm<sup>2</sup></b>	1.90	3.13
<b>Cono 15 x 15 cm<sup>2</sup></b>	1.74	3.00
<b>Cono 10 x 10 cm<sup>2</sup></b>	1.73	2.98

## D. TRATAMIENTOS

Hasta la fecha, se trataron con esta técnica 5 pacientes femeninas de 60 a 77 años de edad. Durante los primeros días de tratamiento, se colocaron 31 dosímetros TLD, previamente calibrados en condiciones de referencia, sobre toda la piel de las pacientes desde la cabeza hasta los pies. Cabe destacar que por las mismas lesiones que presentan las pacientes, no es siempre fácil garantizar el correcto posicionamiento de los TLD. Igualmente, la lectura de los TLD fue homogénea en un 15 %, excepto en la dosis medida en axila (60 a 65 % de la dosis prescrita recibida) y en los surcos mamarios (con dosis recibidas menores al 20 % de la dosis prescrita). Estas variaciones están relacionadas a la condición de la piel de las pacientes que presentaban pliegues y confirmaron la necesidad de realizar refuerzo de dosis en ciertos lugares del cuerpo.

Todas las pacientes pudieron finalizar su tratamiento recibiendo en total 34 Gy. La totalidad de ellas mostraron alopecia y eritema de grado 1 o 2 con hiperpigmentación de la piel al finalizar el tratamiento con una resolución completa de las lesiones iniciales.



## IV. CONCLUSIONES

En la actualidad, la irradiación corporal de piel con haces de electrones es uno de los métodos más empleados en el tratamiento de la Micosis Fungoide y el uso de la técnica de Stanford con campos-duales ha demostrado su eficiencia a pesar de presentar tiempos de tratamiento ligeramente más largos en comparación con las técnicas rotacionales, por ejemplo (Diamantopoulos et al, 2011). En este trabajo, se pudieron realizar todas las mediciones necesarias para la caracterización completa de los haces utilizados para el tratamiento tanto en condiciones de referencia (para los refuerzos de dosis) como para distancia extendida (condiciones de tratamiento). Se siguieron todos los pasos de las guías internacionales (Karzmark et al, 1960) obteniendo resultados conformes a los publicados en la literatura con campos-duales de irradiación en condición de tratamiento presentando una homogeneidad del orden de 8 - 10 % para ambas energías medidas. Se pudieron validar todos los resultados obtenidos con una dosimetría independiente con TLD.

En cuanto a los tratamientos realizados en las cinco primeras pacientes, la dosimetría con TLD ubicados durante los primeros días del tratamiento permitió confirmar las dosis calculadas. Utilizando protecciones adecuadas (antiparras plomadas durante todo el tratamiento, guantes y protecciones de pies al momento que lo decidiera el médico a cargo), todas las pacientes pudieron terminar su tratamiento con efectos adversos tolerables y resolución casi completa de las lesiones iniciales.

## AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a Alejandro Germanier del Centro de Excelencia en Productos y Procesos de Córdoba por su participación y disponibilidad durante la lectura de los TLD utilizados durante el comisionamiento de la técnica y para cada paciente.

## REFERENCIAS

- Andreo, P., Burns, D. T., Hohlfeld, K., Huq, M., Kanai, T., Laitano, F., et al. (2001). TRS-398: absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. International Atomic Energy Agency, 420.
- Diamantopoulos, S., Platoni, K., Dilvoi, M., Nazos, I., Geropantas, K., Maravelis, G., Tolia, M., Beli, I., Efstathopoulos, E., Pantelakos, P., Panayiotakis, G., & Kouloulas, V. (2011). Clinical implementation of total skin electron beam (TSEB) therapy: A review of the relevant literature. *Physica Medica*, 27(2), 62-68. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2010.09.001>
- Evans, M. D., Hudon, C., Podgorsak, E. B., & Freeman, C. R. (2014). Institutional experience with a rotational total skin electron irradiation (RTSEI) technique—A three decade review (1981–2012). *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, 19(2), 120-134. <https://doi.org/10.1016/j.rpor.2013.05.002>
- Falkenhain-López, D., Muniesa, C., Estrach, M., Morillo-Andújar, M., Peñate, Y., Acebo, E., Pujol, R., García-Muret, M., Machan, S., Medina, S., Botella-Estrada, R., De Misa, R. F., Blanes, M., Flórez, A., Pérez-Paredes, G., Izu, R., Yanguas, I., Silva-Díaz, E., Pérez-Ferriols, A., ... Ortiz-Romero, P. (2023). Registro de linfomas cutáneos primarios (RELCP) de la AEDV: datos tras 5 años de funcionamiento. *Actas Dermo-sifiliográficas/Actas Dermo-sifiliográficas*, 114(4), 291-298. <https://doi.org/10.1016/j.ad.2022.11.010>
- Gerbi, B. J., Khan, F. M., Deibel, F., & Kim, T. H. (1989). Total skin electron arc irradiation using a reclined patient position. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 17(2), 397-404. [https://www.redjournal.org/article/0360-3016\(89\)90457-4/abstract](https://www.redjournal.org/article/0360-3016(89)90457-4/abstract)
- Jones, G. W., Kacinski, B. M., Wilson, L. D., Willemze, R., Spittle, M., Hohenberg, G., Handl-Zeller, L., Trautinger, F., & Knobler, R. (2002). Total skin electron radiation in the management of mycosis fungoides: Consensus of the European Organization for Research and Treatment of Cancer (EORTC) Cutaneous Lymphoma Project Group. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 47(3), 364-370. <https://doi.org/10.1067/mjd.2002.123482>
- Karzmark, C. J., Loevinger, R., Steele, R. E., & Weissbluth, M. (1960). A Technique for Large-Field, Superficial Electron Therapy. *Radiology*, 74(4), 633-644. <https://doi.org/10.1148/74.4.633>
- Karzmark, C. J., Anderson, J., Buffa, A., Fessenden, P., Khan, F., Svensson, G., Wright, K., Almond, P., Fraass, B., Hogstrom, K., Loevinger, R., Morton, R., Palos, B., Biggs, P., Dally, E., Johnsen, S., Johnson, P., Kao, M., Nath, R., ... Reft, C. (1987). Total Skin Electron Therapy: Technique and Dosimetry. <https://doi.org/10.37206/22>
- Maurelli, M., Tessari, G., Colato, C., Schena, D., & Girolomoni, G. (2018). Incidence and ten-year follow-up of primary cutaneous lymphomas: a single-centre cohort study. *European Journal of Dermatology/EJD. European Journal of Dermatology*, 28(1), 44-49. <https://doi.org/10.1684/ejd.2017.3183>
- Muñoz-González, H., Molina-Ruiz, A., & Requena, L. (2017). Variantes clínico-patológicas de micosis fungoide. *Actas Dermo-sifiliográficas/Actas Dermo-sifiliográficas*, 108(3), 192-208. <https://doi.org/10.1016/j.ad.2016.08.009>
- Peñate, Y., Servitje, O., Machan, S., Fernández-De-Misa, R., Estrach, M., Acebo, E., Mitxelena, J., Ramón, M., Flórez, A., Blanes, M., Morillo, M., Medina, S., Bassas, J., Zayas, A., Espinosa, P., Pérez, A., González-Romero, N., Domínguez, J., Muniesa, C., ... Ortiz-Romero, P. (2018). Registro de linfomas cutáneos primarios de la AEDV: primer año de funcionamiento. *Actas Dermo-sifiliográficas/Actas Dermo-sifiliográficas*, 109(7), 610-616. <https://doi.org/10.1016/j.ad.2018.03.006>
- Piotrowski, T., & Malicki, J. (2006). The rotary dual technique for total skin irradiation in the treatment of mycosis fungoides - a description of the applied method. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*, 11(1), 29-37. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1507136706710471>
- Piotrowski, T., Milecki, P., Skórska, M., & Fundowicz, D. (2013). Total skin electron irradiation techniques: a review. *Postępy Dermatologii i Alergologii*, 1, 50-55. <https://doi.org/10.5114/pdia.2013.33379>
- Willemze, R., Cerroni, L., Kempf, W., Berti, E., Facchetti, F., Swerdlow, S. H., & Jaffe, E. S. (2019). The 2018 update of the WHO-EORTC classification for primary cutaneous lymphomas. *Blood*, 133(16), 1703-1714. <https://ashpublications.org/blood/article/133/16/1703/260505/The-2018-update-of-the-WHO-EORTC-classification>



## **PIMAX DR**

### **Sistema móvil Digital Directo**



**Diseño y fabricación Argentina**

# PIMAX DR



## Sistema de radiología Digital Directo transportable Mobile DR system

Liviano, seguro y de simple uso.  
Lightweight, safe and simple to use.

Funciona con cualquier equipo de rayos X.  
Works with any X-ray machine.

Apto para uso en equipos de RX fijos o móviles.  
Suitable for use in fixed or mobile RX equipment.

Estación de trabajo de alta capacidad y prestaciones.  
Work station with high capacity and features.

Acepta flat panel de todas medidas.  
Accepts flat panel of all sizes .

Flat panel con comunicación con cable o WIFI.  
Flat panel with communication with cable or WIFI.

Licencias DICOM full con conectividad a PACS.  
DICOM full licenses with connectivity to PACS.

Software para espinografías incluido.  
Full spine software included.

Conectividad por red, CD / DVD y USB.  
Network connectivity, CD / DVD and USB.

UPS integrada.  
Integrated UPS.

Compartimiento de seguridad para flat panel.  
Security compartment for flat panel.



## RAYOS PIMAX SRL

Lascano 4431 - Buenos Aires  
Argentina ( C1417GZQ )  
Telefax: +5411415671814 // 7977  
rayospimax@rayospimax.com.ar  
www.rayospimax.com.ar

# DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE FANTOMAS PARA CONTROL DE CALIDAD MAMOGRÁFICA. DOSIMETRÍA EN MAMOGRAFÍA.

Virginia Pérez Bernachea<sup>1</sup>, Marlene Poet<sup>1</sup> y Daniel Andisco<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Universidad Favaloro, Buenos Aires, Argentina

<sup>2</sup>Instituto Nacional del Cáncer (INC), Ministerio de Salud, Buenos Aires, Argentina

Autores de contacto: Virginia Pérez Bernachea (e-mail: vperezbernachea@gmail.com).

Marlene Poet (e-mail: marlenepoet@hotmail.com). Daniel Andisco (e-mail: dandisco@inc.gob.ar)

**RESUMEN.** El cáncer de mama es de las neoplasias más frecuentes en mujeres. En Argentina representa el 18 % de la incidencia del total del cáncer. Los programas de detección precoz junto con los avances diagnósticos y terapéuticos se han traducido en un incremento de la supervivencia. En los programas de detección precoz del cáncer de mama, la prueba básica es la mamografía. Para un diagnóstico fidedigno, resulta imprescindible evaluar periódicamente la calidad de la imagen mamográfica relacionando contraste, resolución y ruido con parámetros físicos del mamógrafo y del resto de los componentes que conforman el sistema de obtención de imagen. Paralelamente es importante aplicar uno de los principios básicos de protección radiológica del paciente: el de optimización, intentando utilizar la menor dosis de radiación, manteniendo calidad diagnóstica en la imagen obtenida. La implementación de las recomendaciones internacionales para el control de calidad en mamografía requiere de instrumentos específicos para la evaluación de imágenes adquiridas y medición de dosis. En la Argentina existe insuficiente disponibilidad de fantasmas y de equipos especiales para medir dosis impartida, en estudios destinados a la detección precoz del cáncer de mama con mamógrafos analógicos o digitalizados. Sin estos instrumentos no es posible cumplir con las mediciones de parámetros físicos de protocolos de control de calidad en mamografía. En este sentido, se propone como trabajo final para la carrera de Ingeniería en Física Médica, el diseño y desarrollo de fantasmas, de bajo costo, que permitan evaluar la calidad de las imágenes obtenidas y la implementación de una metodología de medición de dosis, utilizando curvas dosimétricas obtenidas con dosímetros tipo film.

**PALABRAS CLAVES.** Control de calidad en mamografía, fantoma mamográfico, tamizaje de cáncer de mama, dosimetría en mamografía.

## I. INTRODUCCIÓN

La prevención primaria para el control de la mortalidad por cáncer de mama es limitada, siendo la mayor parte de los factores de riesgo, poco o nada modificables. En la mayoría de los tumores existe una fase preclínica detectable de entre 1 y 3 años y el pronóstico del cáncer mamario está directamente relacionado con el tamaño tumoral (Bleyer y Welch, 2012). Esto implica que, para disminuir la tasa de mortalidad, resulta imprescindible detectar estos tumores y tratarlos ni bien sea posible. El esfuerzo sanitario entonces, deberá estar dirigido a ofrecer un tratamiento con máximas expectativas de curación, ligado al estadio en que se encuentra la enfermedad cuando es diagnosticada. Las acciones para establecer un diagnóstico mediante programas poblacionales de detección precoz se implementan a través de tamizaje o screening. Así, la efectividad y los beneficios del tamizaje del cáncer de mama han reducido la mortalidad hasta un 30 % (Bleyer y Welch, 2012).

En los programas de detección precoz, la prueba básica es la mamografía, estudio específico que utiliza Rayos-X de bajas energías y permite detectar signos de la neoplasia en estadios iniciales, como grupos de microcalcificaciones inferiores a 0.2 mm. La utilidad para realizar un diagnóstico preciso va acompañada de la calidad de la imagen mamográfica en relación con su contraste, resolución, ruido y otros, con parámetros físicos del mamógrafo y el resto de los componentes que conforman el sistema de obtención de imagen.

Paralelamente, es importante aplicar los principios básicos de la protección radiológica del paciente: justificación y optimización, debiendo exigirse siempre en aquellas prácticas que utilizan radiaciones ionizantes, como es el caso de los estudios de diagnóstico por imagen con Rayos-X.

En Argentina, el programa de screening mamario se asienta en hospitales privados y públicos de todo el territorio, centros de salud, o en unidades itinerantes. La ubicación y estado de los equipos involucrados presentan un desafío adicional al control de calidad de la imagen a nivel nacional. En este sentido, el Censo Nacional de Mamógrafos de 2022 relevó 458 hospitales públicos, centros de salud regionales (en algunos casos bastante aisladas) o camiones itinerantes que poseen servicio de mamografía, totalizando 388 mamógrafos. A partir de los datos recabados, se concluye que sólo el 16 % es de tecnología digital directa (INC, 2022). Estas características debilitan el sistema en cuanto a sus posibilidades de un tamizaje eficiente y lo hacen altamente dependiente de insumos y controles de calidad constantes, debido a la tecnología utilizada.

Por otro lado, las normas de control de calidad en mamografía contemplan factores técnicos -de instalaciones y equipamiento-, aspectos del proceso de adquisición de imagen y programas de educación continua, que permiten disminuir los errores en la interpretación de las imágenes y minimizar la dosis de exposición a las radiaciones ionizantes. Esto conlleva a brindar seguridad a las pacientes que asisten a los programas de tamizaje.

Como cualquier procedimiento de evaluación médica, los estudios mamográficos poseen un cierto grado de error, que es necesario mantener en límites aceptables de exactitud y fiabilidad para garantizar la consecución de los objetivos. Como consecuencia de ello, la implementación de las recomendaciones internacionales de controles de calidad en mamografía requiere de instrumentos específicos para la evaluación de imágenes adquiridas y la medición de la exposición a radiaciones ionizantes.

Es así como, en la Argentina, existe insuficiente disponibilidad de fantasmas y de equipos especializados para medir la dosis impartida en estudios destinados a la detección precoz del cáncer de mama, ya que implica el uso de instrumentos de alto costo y sin estos, no es posible cumplir con las mediciones de parámetros físicos propuestos en equipos afectados para el screening de cáncer de mama, en protocolos de control de calidad en mamografía, como por ejemplo, el del Instituto Nacional del Cáncer (INC).

En este trabajo, se abordó la vigilancia de la dosis impartida, la cual no siempre es posible realizar en los centros de tamizaje distribuidos en Argentina, puesto que acceder y/o trasladar instrumentos de medición, resulta difícil tratándose de equipos muy costosos. En adición, estos instrumentos deben encontrarse trazados y calibrados correctamente para su utilización. Ante esta carencia, luego del análisis de bibliografía, se propone un método sencillo y accesible para control de dosis en mamografía a través de dosímetros tipo Film.

Todo fue realizado en el marco del trabajo final de la carrera de Ingeniería en Física Médica, de la Universidad Favaloro, durante los años 2019 a 2021.

## II. MÉTODOS Y MATERIALES

Para comenzar, se revisaron programas a nivel nacional para la planificación, control y evaluación de funcionamiento de los mamógrafos de la red sanitaria pública. En Argentina, uno de los primeros documentos que enumera lineamientos básicos para el control de calidad en mamografía, es el provisto en la Resolución 233/2001 del Ministerio de Salud (Resolución Ministerial, 2001).

Posteriormente, en el año 2015, el INC emitió la "Guía Técnica de Procedimientos Mínimos de Control de Calidad en Mamografía", con el fin de promover este tipo de prácticas. Las mismas forman parte del Programa Nacional del Cáncer de Mama llevado a cabo por este Instituto, estableciendo criterios de calidad mínimos en mamografía y la metodología para garantizar el mejor diagnóstico posible (INC, 2015). La guía en sí misma, si bien no cubre todos los ensayos de control de calidad que pueden realizarse, propone pruebas que permitirían evaluar la calidad de la imagen en caso de no contar con todos los elementos necesarios, minimizando actividades y pasos a seguir.

El fantoma mamográfico de insertos es una herramienta esencial para la evaluación de la calidad de la imagen y optimización de los sistemas de imágenes. Está diseñado para evaluar la capacidad que posee un mamógrafo para obtener imágenes de pequeñas estructuras, similares a aquellas detectadas clínicamente.

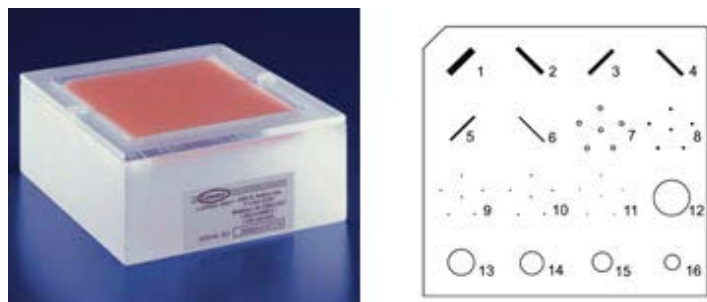


Fig. 1. Fantoma de referencia y disposición de elementos de prueba

Los objetos distinguibles dentro del fantoma simulan microcalcificaciones y estructuras fibrosas en conductos y masas tumorales, siendo éstas de suma importancia para la detección precoz del cáncer de mama. Los tamaños de dichos objetos difieren desde lo fácilmente detectable por el equipo hasta lo más indistinguible al ojo humano. El uso de fantomas con un alto grado de similitud patológica es fundamental para garantizar que estas características se evalúen en un escenario realista y desafiante en la búsqueda de lograr simular estructuras anatómicas o patológicas equivalentes. En esta línea, se diseñó un fantoma con materiales que simulan el tejido mamario y que proporcionan una imagen mamográfica con atenuación y contraste similar al fantoma acreditado internacionalmente, propuesto por la American College of Radiology y conocido como ACR (Radiology ACR, 2019).

Para este trabajo, los distintos materiales utilizados, fueron testeados en las pruebas con mamógrafo, y debieron asegurar la evaluación de los distintos parámetros que determinan la calidad de la imagen adquirida en screening. Para modelar de manera adecuada los tejidos mamarios, fue necesario tener información suficiente sobre el contraste inherente entre los distintos tipos de tejidos, es decir sobre sus coeficientes de atenuación a diferentes energías.



Fig. 2. Imágenes de materiales utilizados en prototipos de fantomas

•Para la determinación de espesores equivalentes de PMMA a una mama estándar comprimida, 50 % fibroconectivo-glandular y 50 % adiposo, se utilizó como referencia el trabajo de Dance y colaboradores (Dance y col., 2000).

•Para el medio material donde se ubicaron los insertos, se buscó que fuera maleable, relativamente radiolúcido, resistente a la presión, al paso del tiempo y que presentara un cambio dimensional mínimo con la variación de temperatura. Su incorporación a la superposición del bloque de PMMA no debía modificar demasiado la atenuación de Rayos-X, haciendo que varíe la densidad óptica en imagen. La construcción de esta pieza implica poder detectar cambios muy pequeños en el contraste y una buena resolución espacial, minimizando el ruido y la borrosidad. Esto resultó imprescindible para asegurar que con el fantoma desarrollado, se pudiera evaluar el equipamiento en lo que respecta al funcionamiento de forma constante, manteniendo el nivel de calidad exigible. Considerando que el dispositivo resultante puede ser utilizado en regiones del país que tienen épocas con altas temperaturas, se diseñó con cera dental que tiene un adecuado punto de fusión.

•Las alteraciones en conductos galactóforos son similares a fibras. El fantoma acreditado contiene 6 fibras con diámetros conocidos. La búsqueda del material adecuado se realizó con inmersión de tres fibras de celulosa, tres fibras de polietileno y tres fibras de poliamida con valores de atenuación cercanos a los referenciados. Las fibras de poliamida permitieron una variación óptica pronunciada, mientras que las otras fibras utilizadas presentaron menor visibilidad, lo que dificultaba comprobar su presencia o denotar enmascaramiento en los casos de mayor ruido, no siendo diferenciadas para la apreciación del sistema de visión humana.

•Las microcalcificaciones encontradas en los programas de screening mamario, formadas como depósito de sales de calcio, varían en número, distribución y apariencia. El fantoma acreditado las simula con trióxido de aluminio en 5 grupos de diámetro conocido. Se probaron distintas sustancias en polvo, en busca de similitud de contraste con estas microcalcificaciones montadas entre dos láminas de cera. La imagen obtenida presentó ausencia de visibilidad en casi todos los materiales para tamaños pequeños debido a la baja absorción de Rayos-X. Para el desarrollo, utilizando un microscopio óptico, se formaron grupos de microcalcificaciones con óxido de aluminio de distintos diámetros entre conjuntos, se las ubicó en el medio de la contención y se las evaluó en diferentes mamógrafos. En la observación de imágenes, en monitor y/o impresas, los radiólogos concluyeron que el material de referencia podía visualizarse de manera similar a las microcalcificaciones.

•Las masas y nódulos son áreas de tejido mamario denso que se diferencian del tejido circundante. Los mismos pueden o no tener calcificaciones. Para los radiólogos, estas lesiones requieren de una interpre-

tación minuciosa con el objeto de evitar la realización de un diagnóstico incorrecto. Láminas de celulosa, polietileno, poliamida y cloruro de polivinilideno de distintos espesores, fueron ubicados en la línea media del fantoma. Al evaluar posteriormente las imágenes obtenidas, se comprobó una variación de contrastes con las láminas de nylon y de celulosa. Sin embargo, priorizando la ventaja de manipulación de materiales, se decidió utilizar láminas de celulosa en el módulo que simula este tipo de hallazgos.

•Para aumentar el espesor del fantoma, se utilizan en conjunto 2 o 3 acrílicos de 2 cm de espesor cada uno. Los mismos pueden además ser utilizados para evaluar el CAE (Control Automático de Exposición), mediante el análisis de la imagen generada.

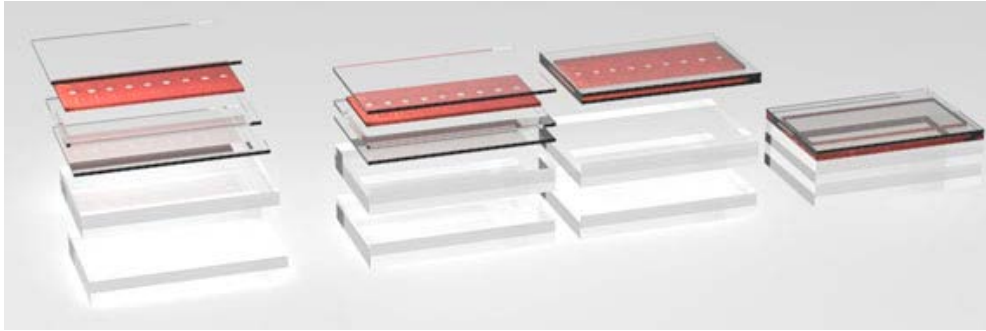


Fig. 3. Esquema de construcción en bloques del fantoma desarrollado

Concluida la prueba de materiales, se realizaron exposiciones con idénticas condiciones clínicas en todos los dispositivos. Se obtuvieron imágenes mamográficas del fantoma propuesto y del acreditado, tal como se muestra en Fig. 4. Las imágenes fueron comparadas entre sí, observando los diferentes niveles de insertos que simulan estructuras clínicamente detectables; las coincidencias en diámetro de fibras y microcalcificaciones observadas permitieron asegurar equivalencias entre ambos fantomas. Los niveles fueron evaluados en forma diferencial por médicos radiólogos y técnicos en mamografía, en cada institución participante, mediante la evaluación de la calidad de imagen utilizando el fantoma detallado en el TECDOC-1517 (IAEA, Dance et al, 2000). La inclusión de los técnicos radiólogos en esta etapa, se debió a que muchas veces, por la ubicación y estado de los equipos, en ausencia de médicos radiólogos durante la adquisición de la mamografía, el técnico radiólogo se ve obligado a tomar decisiones sobre la calidad de la imagen y la necesidad de repetirla.

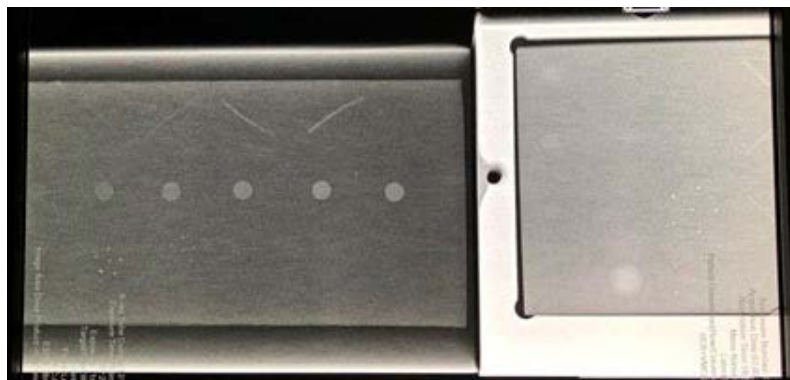


Fig. 4. Imagen mamográfica de fantoma propuesto y de referencia.

Para la validación del prototipo del fantoma desarrollado, se buscó la correspondencia de niveles y su correcta visualización, comparándolo con el fantoma acreditado utilizado como referencia.

Con el fin de optimizar las dosis aplicadas, se propuso de manera complementaria, un método que permitiría evaluar a distancia las dosis en cualquier mamógrafo del país, mediante la utilización de films dosimétricos que se comparan con patrones, y permiten estimar el valor de la dosis glandular media. Para esto, se buscó aportar una equivalencia directa entre la dosimetría film y la dosis detectada. Para la realización de este proceso, se tuvieron en cuenta diferentes factores que afectan la dosis (Ramos y Villarreal, 2008): la energía del haz, la combinación ánodo-filtro, las rejillas, la compresión, la densidad óptica, el espesor y la composición de la mama.

El método se basa en irradiar films de dosimetría (iguales a los que se utilizan en dosimetría personal), que se colocan sobre el fantoma y se realizan disparos en modo manual con las mismas variables radiológicas previamente definidas en modo automático. Posteriormente, los dosímetros son enviados para su lectura y, tras un procesado validado de revelado, fijado y lectura de la densidad óptica, es posible estimar la dosis glandular media con exactitud aceptable, siendo lo más importante la detección de dosis extremas que implicaría un inadecuado desempeño del mamógrafo.

Los films utilizados, se subdividen en dos grupos: el primero corresponde a dosímetros patrón y el segundo a films vírgenes que serán irradiados. Los primeros, son aquellos irradiados con dosis y parámetros técnicos conocidos que serán utilizados a posteriori como referencia; éstos se correlacionan con valores de dosis de entrada en la superficie de la mama y valores de referencia de 5 mGy, 10 mGy y 15 mGy. También podrían expresarse estas dosis como dosis glandulares medias, con valores de 1 mGy, 2 mGy y 3 mGy, respectivamente, si se tienen en cuenta luego los factores correspondientes de combinación ánodo-filtro y espesor hemirreductor, tal como se expresa en el TECDOC 1517 (IAEA, 2006). Para la obtención de los dosímetros patrón fue necesario disponer de una cámara de ionización o tester, con el fin de obtener el valor de la dosis recibida. El segundo grupo, está formado por 4 dosímetros sin irradiar. Estos serán expuestos a radiación, con valores de dosis lo más cercano posible a 5 mGy, en distintas etapas, acumulando cada uno diferenciales de 1, 2, 3 o 4 irradiaciones.



Fig. 5. Dosímetros patrón e irradiación de films dosimétricos para curva de densidades ópticas.

Una vez irradiados, los films son revelados de acuerdo a un protocolo validado previamente, para medir la densidad óptica utilizando un densitómetro óptico. Luego, se construye la curva de densidades ópticas en relación con la dosis de entrada en mGy, correspondiente a los patrones, con los valores obtenidos. En dicha curva sigmoidea resultante se ubican los tres puntos conocidos, pertenecientes a los dosímetros patrón y los cuatro puntos incógnita, donde el primero corresponde a la dosis del disparo, y los demás a las dosis acumuladas que se dividen por la cantidad de disparos correspondientes. Ver Figura 6.

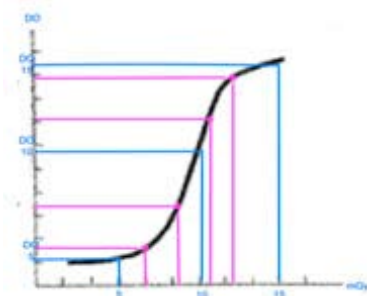


Fig. 6. Curva representativa de densidades ópticas vs dosis.



Finalmente, a través de herramientas computacionales se obtiene el valor correspondiente de dosis de cada uno de los puntos. El procesamiento de los films dosimétricos se realizó durante las primeras pruebas de revelado, mientras se creaba el laboratorio del Instituto Nacional del Cáncer, mediante la utilización de líquidos, reveladores y fijadores tradicionales, y del densitómetro óptico del INC.

### III. DISCUSIÓN Y RESULTADOS

El uso de la mamografía para la detección precoz del cáncer de mama y caracterización de lesiones, requiere de una óptima calidad en la imagen. La densidad óptica, el contraste y la resolución de alto contraste, deben estar dentro de los niveles recomendados y verificados por programas de control de calidad específicos, fundamentalmente para estudios de tamizaje. La implementación de estos ensayos requiere de instrumentos específicos para la evaluación de las imágenes adquiridas y la medición de la exposición a la radiación ionizante. Sin estos instrumentos no sería posible cumplir con las mediciones de parámetros físicos de los protocolos de control de calidad en mamografía propuestos.

Paralelamente, buscando la optimización y siguiendo el principio de ALARA (As Low As Reasonably Achievable) resulta necesario aplicar la menor dosis posible manteniendo una calidad de imagen diagnóstica óptima. Para la validación de los fantomas construidos, se realizaron imágenes en cada mamógrafo, de los fantomas desarrollados en este trabajo y del fantoma acreditado de ACR, bajo las mismas condiciones de exposición y se buscó la correspondencia de niveles y la equivalencia de visualización entre ellos. El fantoma desarrollado entonces, al ser comparado con el fantoma de acreditación, permite vigilar de forma similar la calidad de la imagen. En efecto, se ha logrado una correcta distinción de objetos y al realizarse una minuciosa comparación entre imágenes obtenidas, fue posible concluir que los fantomas diseñados presentan las condiciones necesarias para ser considerados como una herramienta importante en el control de parámetros de imagen en equipos de mamografía.

Sin embargo, cabe señalar que el fantoma propuesto no reemplaza al fantoma de acreditación aceptado internacionalmente y, por lo tanto, no debería ser utilizado para acreditación. No obstante, utilizando la imagen de referencia de cada fantoma, es posible detectar fidedignamente casos de mal funcionamiento, mal uso del mamógrafo u otros aspectos inherentes a la técnica aplicada. Adicionalmente, si se utiliza el fantoma desarrollado a lo largo del tiempo en un mismo mamógrafo, es posible mantener un programa de vigilancia de la calidad de la imagen, especialmente en equipos analógicos, observando periódicamente posibles variaciones en la escala de contraste o pérdida de resolución espacial.

Asimismo, ante la dificultad de acceso a equipos de dosimetría que por lo general son costosos para nuestro país, se puede observar que, mediante la curva dosimétrica obtenida con los films enviados, y a partir de la utilización de dosímetros patrón, se ha podido desarrollar un método alternativo de control de calidad de mamógrafos. Esta medición de la dosis puede resultar menos precisa en los casos en los que los mamógrafos no permitan reproducir manualmente los mismos kVp y mAs que los obtenidos con el mamógrafo en modo automático. A pesar de esto, mientras el equipo mamográfico mantenga las condiciones del último control de calidad realizado, pueden compararse los films dosimétricos, estimando el valor de la dosis aplicada para el fantoma y verificando los valores medidos a lo largo del tiempo.

### IV. CONCLUSIONES

Al comparar las imágenes obtenidas con los mismos parámetros técnicos del fantoma desarrollado y del fantoma ACR, se concluye que el correspondiente a este trabajo, permite vigilar y/o detectar fallas o anomalías de igual forma que el maniquí aceptado internacionalmente. En el maniquí construido, se logró una correcta distinción de hallazgos y la respectiva validación con el fantoma ACR, concluyéndose así, que el fantoma diseñado y puesto a prueba, presenta las condiciones necesarias para ser considerado como una herramienta para el control de parámetros de calidad de imagen en equipos de mamografía.

Con el uso del fantoma propuesto en conjunto con los films dosimétricos, o cualquier otro sistema de dosimetría asociado (OSL o TLD, por ejemplo), sería posible crear laboratorios que procesen y/o analicen imágenes para que las instituciones que no cuentan con equipamiento o con la posibilidad de realizar controles de calidad pudieran mantener un programa de vigilancia en mamografía.

Analizando las ventajas de la implementación del uso de estos fantomas en la red de controles de calidad en la República Argentina, cabe enumerar los siguientes beneficios sobre el sistema de vigilancia desarrollado:

- Es económico, de bajo costo y de fácil acceso para centros de menores recursos.
- Presenta fabricación sencilla y artesanal, aunque requiere de personal capacitado.
- El fantoma es cómodo para el traslado y envío, debido a su mínimo tamaño y peso.
- Es versátil, formado por dos o tres acrílicos de 2 cm de espesor, lo que permite además evaluar el CAE.
- De fácil uso y manejo para los técnicos radiólogos, con una sencilla capacitación para la correcta toma de la imagen y los parámetros que se deben tener en cuenta.

## V. AGRADECIMIENTOS

Se agradece al Ministerio de Salud del Gobierno de la Ciudad de Buenos Aires e instituciones privadas, que nos facilitaron la prueba de prototipos en distintos mamógrafos analógicos, digitalizados y digitales directos, los cuales reciben mantenimientos preventivos, garantizando la adquisición de imágenes dentro de los parámetros fijados internacionalmente.

Así también, al Instituto Nacional del Cáncer, por su interés en la realización de este proyecto y por colaborar con el protocolo de control de calidad en mamografía que implementa en los mamógrafos afectados al tamizaje de cáncer de mama.

Se agradece además a la Universidad Favaloro y sus docentes, por aceptar este trabajo como trabajo final para fin de carrera y por el gran interés en la formación académica en temas de Física Médica, en Diagnóstico por Imagen y en el Control de Calidad en Diagnósticos por Imágenes.

A INVAP, por el reconocimiento a este trabajo con Mención de Mérito en el 1er. Concurso Nacional Mejores Tesis de Ingeniería, año 2023.

## REFERENCIAS

- Bleyer, A., & Welch, H. G. (2012). Effect of Three Decades of Screening Mammography on Breast-Cancer Incidence. *New England Journal of Medicine*, 367(21), 1998-2005. <https://doi.org/10.1056/nejmoa1206809>
- Censo Nacional de Mamógrafos (2022). 2ª ed. Ciudad Autónoma de Buenos Aires. Instituto Nacional del Cáncer. Libro digital, PDF. ISBN 978-987-48888-2-2
- Dance, D. R., Skinner, C. L., Young, K. C., Beckett, J. R., & Kotre, C. J. (2000). Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Physics in Medicine & Biology/Physics in Medicine and Biology*, 45(11), 3225-3240. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/45/11/308>
- Instituto Nacional del Cáncer. Ministerio de Salud de la Nación (2015) Guía técnica de procedimientos mínimos de control de calidad en mamografía. 1ª edición, 2015. ISBN 978-987-3945-09-0
- International Atomic Energy Agency (2006) - TecDoc.-1517. Control de calidad en mamografía. Protocolo elaborado en el marco de dos proyectos regionales. Acuerdo Regional de Cooperación para la Promoción de la Ciencia y la Tecnología Nucleares en América Latina y el Caribe (ARCAL)/IAEA. Viena: IAEA, TecDoc.
- Programa Nacional de Garantía de Calidad de la Atención Médica. Resolución Ministerial N° 233-01 (2001) Delineamientos Básicos en el Control de Calidad en Mamografía: Bases para un Programa de Garantía de Calidad. Expediente 1-2002-3248/00-5.
- Radiology ACR. (2019, January 28). ACR Digital Mammography QC Manual Webinar for Medical Physicists [Video]. YouTube. <https://www.youtube.com/watch?v=hWY3vnfcW00>
- Ramos O., Villarreal M. (2008) Factores que afectan la dosis en mamografía. *Radiobiología* 8, pp. 190-193.

# IMPLEMENTACIÓN DE MODELO DE PSEUDO-DIFUSIÓN PARA IDENTIFICACIÓN DE PATOLOGÍA ONCOLÓGICA EN LA PRÓSTATA

Gonzalez Padin Trinidad<sup>1,2,5</sup>, Roberto A Isoardi<sup>1,3,4,5,6</sup>, Federico Gonzalez Nicolini<sup>1,3,4,6</sup> y Daniel Fino Villamil<sup>1,2,3,4,6</sup>

<sup>1</sup>Fundación Escuela de Medicina Nuclear

<sup>2</sup>Fundación Argentina para el Desarrollo en Salud

<sup>3</sup>Universidad Nacional de Cuyo (FCEN)

<sup>4</sup>Instituto Balseiro (UNCuyo)

<sup>5</sup>Universidad de Mendoza

<sup>6</sup>Comisión Nacional de Energía Atómica (CNEA)

Autores de contacto: Trinidad Gonzalez Padin (e-mail: trinigonalezpadin@gmail.com)

Marlene Poet (e-mail: marlenepoet@hotmail.com). Daniel Andisco (e-mail: dandisco@inc.gob.ar)

**RESUMEN.** El cáncer de próstata afecta a un gran porcentaje de la población masculina, y su detección temprana es un factor importante para la eficacia del tratamiento y la supervivencia del paciente (cancer.org, 2022a). Actualmente, el método de diagnóstico de esta patología es a través de un protocolo multiparamétrico por resonancia magnética (cancer.org, 2022b). Una de las técnicas incluidas es la perfusión, la cual requiere la inyección de un medio de contraste que además de ser invasivo, en algunos casos puede ser impracticable debido a insuficiencias renales o causar reacciones alérgicas (González, 2023). Debido al avance tecnológico en la adquisición de secuencias de difusión y su posprocesamiento, se plantea la inclusión de modelos de pseudo-difusión para obtener información significativa sobre fenómenos de perfusión. Para esto, se estandarizaron las secuencias de adquisición de imágenes, se realizó un algoritmo de posprocesamiento para ajustar los datos adquiridos al modelo planteado, de modo de compararlo con las variables de perfusión clásicas. El análisis estadístico reveló que la información obtenida del modelo permite diferenciar tejido patológico de tejido sano, además de proveer información de las heterogeneidades y microestructura del entorno tumoral (González, 2023).

**PALABRAS CLAVES.** Resonancia Magnética Nuclear (RMN), Cáncer de Próstata, Difusión por RMN, Modelos farmacocinéticos

## I. INTRODUCCIÓN

La imagenología por resonancia magnética (MRI) es una técnica de diagnóstico por imágenes utilizada para el estudio de patología oncológica debido a su capacidad de lograr altos niveles de contraste en tejidos blandos (Lisazo, 2021). Además, tiene la potencialidad de generar imágenes anatómicas, funcionales y moleculares, sensibles a los cambios que sufren los tejidos en situaciones fisiopatológicas, como, por ejemplo, en presencia de un tumor. El cáncer de próstata (CaP) afecta a un gran porcentaje de la población masculina, siendo el segundo cáncer con mayor incidencia entre los hombres mayores de 70 años después del cáncer de piel (cancer.org, 2022b). En Argentina, el CaP representa un 9 % de la totalidad de todos los hallazgos neoplásicos y un 20 % de los tumores malignos (cancer.org, 2022b); y su detección temprana es un factor importante para la eficacia del tratamiento y la supervivencia del paciente. Según la Sociedad Americana de Cáncer, la tasa de mortalidad de pacientes diagnosticados con CaP en países desarrollados, en comparación con los países subdesarrollados, en los que se tienen menos facilidades para el diagnóstico temprano de la patología es un 34 % menor (INC, 2022; cancer.org, 2022a). El sistema estructurado para la evaluación radiológica del protocolo multiparamétrico de próstata (mpMRI) más utilizado en diagnóstico por imágenes es el PI-RADS (acrónimo en inglés de Sistema de Procesamiento de Datos y Generación de Reportes para Imágenes de Próstata; Weinreb et al, 2016), creado por el American College of Radiology, un ente de referencia que regula o marca pautas para la radiología a nivel mundial. Este sistema no sólo estandariza el protocolo de adquisición de imágenes, también establece una escala de clasificación

Tabla 1: Grado de severidad de las lesiones tumorales mediante PI-RADS v2 (Weinreb et al, 2016)

PR	Definición	Conducta
1	Muy bajo	Observación
2	Bajo	Observación
3	Intermedio	Evaluar clínica del paciente
4	Alto	Biopsia dirigida
5	Muy Alto	Biopsia dirigida

de lesiones según su probabilidad de ser clínicamente significativas con un orden del 1 al 5 (Tabla 1; Weinreb et al, 2016).

El protocolo de estudio mencionado incluye secuencias de caracterización anatómicas y moleculares. Dentro de las moleculares, se destaca la secuencia de difusión (DWI), que utiliza pulsos de gradientes bipolares en el magneto para crear desfases en la señal que emiten los núcleos de hidrógeno del tejido analizado, siendo estos cambios de fase proporcionales al movimiento de los protones, permitiendo calcular información sobre su difusión (Elster, 2023). De existir una celularidad incrementada, la difusión se ve disminuida y altera la señal de las imágenes adquiridas por DWI.

La otra secuencia molecular incluida en el mpMRI es el análisis del realce dinámico del agente de contraste basado en gadolinio (GBCA), técnica conocida por su acrónimo en inglés como DCE. En esta técnica se adquiere una sucesión de volúmenes bajo una evolución temporal con la inyección de GBCA para evaluar su distribución en el órgano de interés (Tofts y Kermode, 1991). Derivado del postprocesamiento de estas imágenes, surgen una serie de mapas paramétricos sobre variables relacionadas con la perfusión; puede ser un análisis cuantitativo a través de un modelo farmacocinético (siendo el más utilizado, el de Tofts; Tofts y Kermode, 1991), o bien del análisis semicuantitativo que solo tiene en cuenta la dinámica del GBCA sin asociarla directamente a variables cinéticas celulares, como por ejemplo la variable IAUGC (del inglés initial area under the gadolinium concentration curve; Tofts y Kermode, 1991). Tomando en consideración ambas secuencias descritas, se puede establecer un análisis de la lesión bajo fenómenos de difusión y de perfusión. Se asocia la perfusión al movimiento de la sangre dentro de la microestructura capilar, que resulta de importancia en el diagnóstico de patología oncológica porque permite estudiar la angiogénesis y la nutrición celular (cancer.org, 2022b). En 1980, Denis LeBihan estudió el comportamiento de la señal de las imágenes de DWI y advirtió que esta señal no correspondía estrictamente a movimientos de difusión (movimientos traslacionales de moléculas de agua), sino que también se incluían en la señal fenómenos asociados a la perfusión en los capilares sanguíneos. A raíz de esto, plantea un modelo de pseudo-difusión con el objetivo de poder identificar en la señal adquirida los dos fenómenos que suceden en escalas temporales y espaciales distintas (perfusión y difusión; Le Bihan et al, 2018). El modelo sigue el comportamiento de la Ecuación 1, en la cual, a través del ajuste de la señal de difusión se obtienen variables relacionadas con la perfusión ( $D^*$  y  $f$ ) sumadas al coeficiente de difusión clásico ( $D$ ):

$$\frac{S(b)}{S(0)} = f e^{-b D^*} + (1 - f) e^{-b D} \quad (1)$$

Para realizar este procesamiento se debe adquirir una secuencia de DWI en un rango de valores de gradiente bajos y luego ajustar la señal a los coeficientes. En la Figura.1 se puede visualizar el comportamiento de la señal y cómo difiere la curvatura de la señal respecto del modelo tradicional de difusión. Sustentado en el avance de las tecnologías de adquisición de secuencias de DWI y su posterior postprocesamiento, la potencialidad del modelo de pseudo-difusión de Le Bihan (Le Bihan et al, 2018) para estudiar variables relacionadas con la perfusión en el entorno tumoral y teniendo en cuenta las desventajas que trae consigo la técnica de DCE por la inyección de GBCA, el objetivo de este trabajo, es correlacionar las variables obtenidas a través del modelo de pseudo-difusión con las variables relativas a la perfusión derivadas de las imágenes de DCE en la identificación de patología oncológica en la glándula prostática.

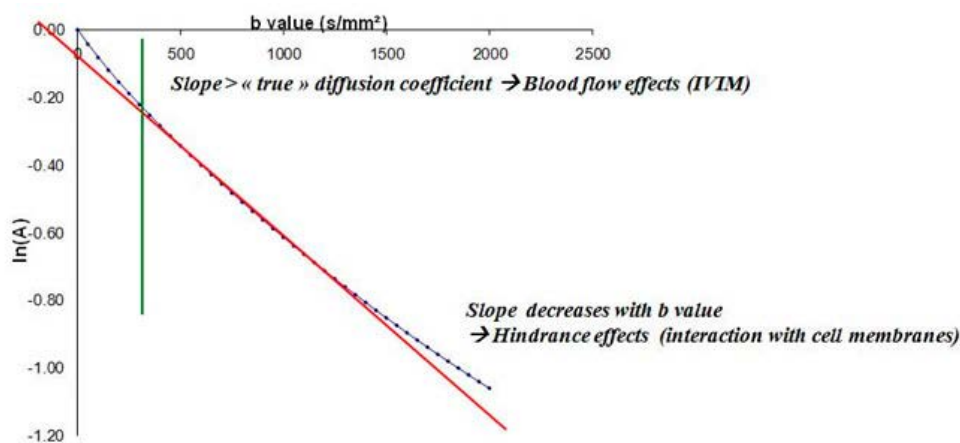


Figura 1: Efectos de la difusión y la pseudo-difusión en la señal de MRI (Wikipedia, 2023)

## II. MÉTODOS Y MATERIALES

Se adquirieron imágenes de 30 pacientes con sospecha clínica de CaP y pedido médico para realizarse una mPRMN, quienes firmaron el consentimiento informado aprobado por el comité de ética de la institución. Para la adquisición de imágenes se utilizó un escáner 3.0 Tesla integrado a un sistema Signa PET/MR del fabricante General Electric Healthcare y una bobina dedicada de abdomen y pelvis de 16 canales. En tanto, el posicionamiento utilizado para adquirir las imágenes se puede ver en la Figura 2.

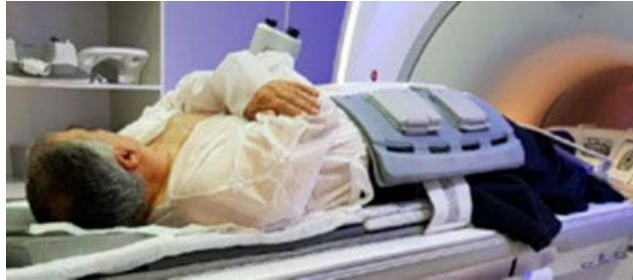


Figura 2: Equipo Signa PET-MR 3T de FUESMEN. Posicionamiento del paciente durante el estudio.

El protocolo utilizado, incluye secuencias anatómicas ponderadas en T1 (axial) y T2 (en los tres planos anatómicos), una secuencia de DWI utilizando 19 valores b de gradiente barriendo un rango entre [0-1500] y una secuencia DCE de 32 fases con alta resolución temporal ( $T_r < 10$  seg). El resto de los parámetros de configuración de las secuencias se puede ver en la Tabla 2.

Tabla 2: Parámetros de principales secuencias del mPRMN (González, 2023)

Secuencia	T2	DWI	DCE
Nombre	2D-TSE	2D-Focus	2D-LAVA
Secuencia de escaneo	SE	EP/SE	GRE
Grosor de corte[mm]	3	3	3
GAP[mm]	0	0	0
Matriz	320 x 320	180 x 80	160 x 144
TE[ms]	133.64	101	1.464
TR[ms]	7933	3300	3.431
Ángulo de Flip[°]	160	90	10
FOV [cm]	24	24	24
Observaciones	Duración tren de Eco: 26 $b$ -values [ $\frac{s}{mm^2}$ ]: 0-2800 Ph=32, Tiempo de fase: 12[s]		

En cuanto al postprocesamiento de las imágenes, los mapas funcionales derivados de las imágenes de DCE fueron obtenidos en la estación de trabajo del fabricante, donde se realiza una primera segmentación cúbica de forma manual y la detección semiautomática de la condición de frontera requerida para resolver la ecuación diferencial subyacente al modelo compartimental de Tofts (Tofts y Kermode, 1991). Los mapas resultantes se exportan en formato DICOM para su posterior análisis. El núcleo central de procesamiento de todo el estudio se realizó a través de una rutina realizada en Python diseñada localmente, donde se utilizaron librerías destinadas a la manipulación de archivos DICOM como Pydicom y Matplotlib para la visualización de las imágenes (Mason, 2021; Team, 2023). El diagrama de flujo de la Figura 3 resume la arquitectura de la rutina diseñada.

Las imágenes de DWI fueron segmentadas de forma automática combinando dos máscaras de segmentación para evitar que información correspondiente a ruido o tejidos adyacentes sean sometidas al algoritmo de ajuste, sumando tiempo incensario de cómputo. El ajuste de la señal de DWI a la ecuación del modelo fue realizado en dos pasos (Le Bihan et al, 2018). Como paso inicial se realiza el ajuste del segundo término de la ecuación biexponencial ( $f = 0$ ), para determinar la variable  $D$  (coeficiente de difusión). El siguiente paso en el ajuste consta en dejar este parámetro como constante y ajustar el resto de los coeficientes del modelo ( $D^*$  y  $f$ ). Para llevar este proceso a cabo, se utilizó una clase de la librería LMFIT (Non-Linear Least-Squares Minimization and Curve-Fitting) destinada específicamente al ajuste de funciones no lineales complejas (Newville y Stensitzki, 2023). Finalmente, para el análisis estadístico se correlacionaron los mapas obtenidos

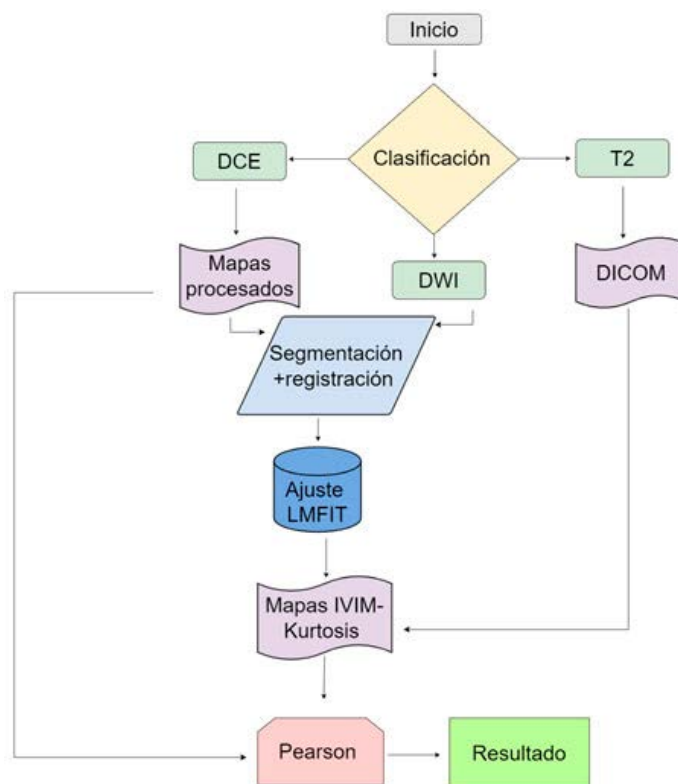


Figura 3: Diagrama de flujo del software (González, 2023)

de DCE con los mapas derivados del ajuste al modelo de pseudo-difusi3n a trav3s de estadística de Pearson, obteniendo los valores de  $r$  (correlaci3n) con una significancia menor al 0.01 y se consideraron correlaciones v3lidas los valores de  $r > 0.5$ . Adem3s, se realiz3 estadística de grupos (t-test) entre los grupos de tejido sano (TS) y tejido patol3gico (CaP) para los distintos coeficientes obtenidos del ajuste.

### III. DISCUSI3N Y RESULTADOS

En la Tabla 3 se detallan los resultados de la prueba correlaci3n de Pearson entre las variables de perfusi3n y las variables del modelo de pseudo-difusi3n. En la Tabla 4, se presenta el resultado del an3lisis de grupo para evaluar la significancia de los indicadores del modelo de Le Bihan (Le Bihan et al, 2018) para diferenciar tejido sano de patol3gico. Finalmente, en la Tabla 5 se muestran correlaciones avanzadas entre variables del modelo estudiado y variables cuantitativas y semicuantitativas de DCE. Con correlaciones avanzadas se hace referencia a la correlaci3n existente entre el producto  $fD^*$  con variables farmacocin3ticas del modelo Tofts (Tofts y Kermode, 1991). Este producto fue planteado por el autor del modelo, Denis Le Bihan, en 1992, indicando que 3ste era proporcional al flujo cerebral vascular (en RMN de cerebro), por ello se lo correlaciona con variables farmacocin3ticas de flujo (Le Bihan y Turner, 1992).

Tabla 3: Resultados de prueba Pearson entre modelo y mapas de DCE (González, 2023)

Correlaciones	$r$
$fD^*$ vs $K^{trans}$	0.93
$fD^*$ vs IAUGC	0.73

Tabla 4: Resultados p-valor del t-test entre las variables del modelo de pseudo-difusi3n (González, 2023)

Coefficientes	CaP vs TS
$D$	0.02
$D^*$	0.07
$f$	0.048

Tabla 5: Resultados prueba de Pearson del producto  $fD^*$  y variables del análisis de la perfusión (González, 2023)

Correlaciones	$r$
$f$ vs $Ve$	0.58
$f$ vs $K^{trans}$	0.53
$f$ vs IAUGC	0.55
$f$ vs $MS$	0.73
$f$ vs $K_{ep}$	0.74
$D^*$ vs $Ve$	0.66
$D^*$ vs $K^{trans}$	0.88
$D^*$ vs IAUGC	0.6
$D$ vs $Ve$	0.58
$D$ vs IAUGC	0.6

Además, se exhibe el resultado de la señal adquirida a partir de la secuencia de DWI diseñada para esta investigación. La Figura corresponde a un paciente de 62 años con PIRADS-4 en el lado derecho de la próstata, indicando un píxel de tejido patológico de CaP en rojo y uno de tejido sano (TS) en azul, que se corresponden con la intensidad de las curvas trazadas en la figura. En las curvas trazadas a la derecha, el eje de abscisas representa el valor de  $b/100$  [s/mm<sup>2</sup>] (ya que bajo este tratamiento de los datos de entrada resultaba más preciso el algoritmo de ajuste), mientras que en el eje de las ordenadas se representa la intensidad del píxel dividida también entre cien. Se pueden identificar claramente las dos regiones de interés que se modelaron. La primera región correspondiente al modelo de pseudo-difusión planteado en el rango de 0-200 [s/mm<sup>2</sup>], en el que se puede ver un decaimiento de la señal más rápido para ambos puntos (CaP y TS), lo que se debe al orden de magnitud del coeficiente  $D^*$  dominante en el decaimiento de la señal sobre  $D$  a valores de  $b$  bajos ( $D^*$ , un orden de magnitud mayor que el coeficiente  $D$ ). Además, se evidencia que el decaimiento para el píxel patológico es más rápido que para TS, ya que el coeficiente  $D^*$  obtenido del ajuste para este punto es mayor. La segunda región fue evaluada desde 200 a 15000 [s/mm<sup>2</sup>] y en ella se evidencia cómo el decaimiento de la curvatura es más leve, aunque persiste un decaimiento más veloz para el caso de CaP.

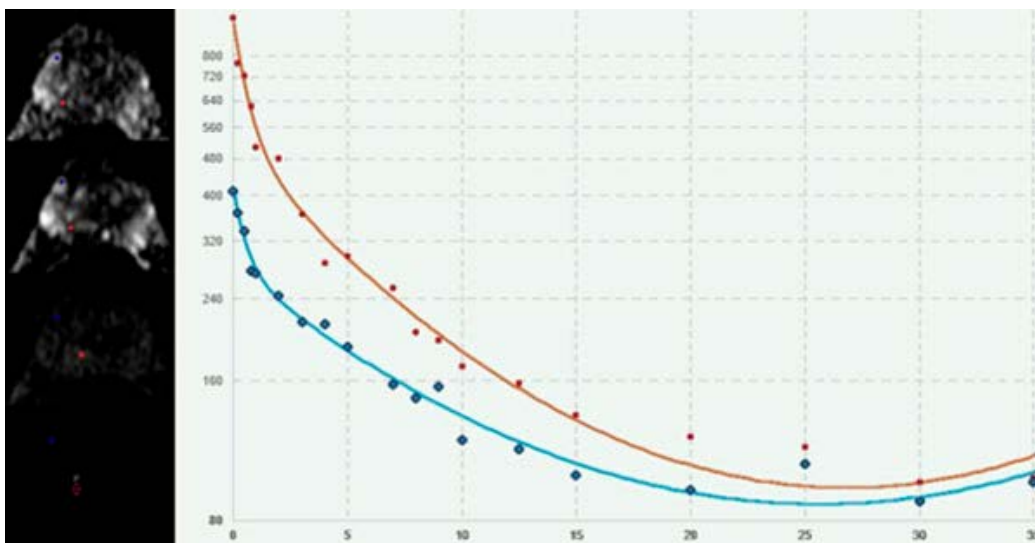


Figura 4: Señal de DWI para dos píxeles en paciente con PIRADS-4: en rojo CaP; en azul TS1 (eje de abscisas dividido en cien por precisión en la programación; valores- $b$ , eje de ordenadas señal de difusión obtenida). Extraída de González, 2023.

## IV. CONCLUSIONES

En la investigación, se propuso y se diseñó una secuencia de DWI para el procesamiento del modelo de Le Bihan (Le Bihan et al, 2018), que tuvo una relación señal a ruido suficiente para lograr resultados adecuados en los cálculos del algoritmo de ajuste de los coeficientes del modelo. En cuanto al análisis estadístico correlacional, en primer lugar, se observó que el parámetro  $K_{trans}$  mostró la correlación más alta con los mapas del modelo planteado (Tabla 4). En cuanto a la relación entre el coeficiente  $D^*$  y los mapas relacionados de DCE, se encontró una correlación más elevada para  $D^*$  en comparación con el coeficiente de difusión  $D$ , lo que sugiere que  $D^*$  podría ser considerado como un indicador biológico relevante en la evaluación de patología oncológica prostática. Además, se observó que el producto  $fD^*$  (análisis de resultados avanzados) tuvo correlaciones estadísticamente significativas con las variables IAUGC y  $K_{trans}$  en forma conjunta, más elevadas que la existente con cada variable por separado, lo que resalta la importancia de considerar esta combinación en el análisis. Finalmente, en la estadística de grupos, los coeficientes del modelo demostraron ser capaces de diferenciar entre TS y CaP, lo que sugiere su utilidad en la detección y evaluación del cáncer de próstata.

## AGRADECIMIENTOS

Se agradece a todos los miembros del laboratorio de imágenes de resonancia magnética de FUESMEN por su colaboración en el proyecto, a los técnicos a cargo de la colaboración en la adquisición de imágenes y a los médicos radiólogos como supervisores en la parte médica del proyecto.

## REFERENCIAS

- cancer.org (2022a) Recuperado de: <https://www.cancer.org/es/cancer/cancer-de-prostata/acerca/estadisticas-clave.html> (Accedido: 27 de Diciembre, 2022)
- cancer.org (2022b) Recuperado de: <https://www.cancer.org/es/cancer/cancer-de-prostata/acerca/estadisticas-clave.html> (Accedido: 27 de Diciembre, 2022)
- Elster, A. (2023) LLC, E. DWI Pulse Sequence. Recuperado de: <https://mriquestions.com/making-a-dw-image.html> (Accedido: 7 de Julio, 2023)
- Gonzalez, T. (2023) Implementación de secuencias de pseudo-difusión en el protocolo multiparamétrico por resonancia magnética para cáncer de próstata, Universidad de Mendoza
- Instituto Nacional del Cáncer (INC, 2022) Recuperado de: <https://www.argentina.gob.ar/salud/instituto-nacional-del-cancer/estadisticas/incidencia> (Accedido: 27 de Diciembre, 2022)
- Lisazo, C. (2021) Protocolo para el procesamiento conjunto de resonancia magnética y electroencefalografía en pacientes con epilepsia refractaria, Universidad de Mendoza
- Le Bihan, D., & Turner, R. (1992). The capillary network: a link between IVIM and classical perfusion
- Le Bihan, D., Lima, M., Federau, C., & Sigmund, E. E. (2018). Intravoxel Incoherent Motion (IVIM) MRI. <https://doi.org/10.1201/9780429427275>
- Mason, D. (2021) pydicom contributors Pydicom: An open source DICOM library. Recuperado de: <https://pydicom.github.io/pydicom/stable/>. (Accedido: 20 de Mayo, 2023)
- Newville, M. R. y Stensitzki, T. (2023) Recuperado de: <https://lmfit.github.io/lmfit-py/>, 2023; (Accedido: 11 de Mayo, 2023)
- Team, M. D. (2023) Matplotlib.pyplot. Recuperado de: <https://matplotlib.org/stable/>. (Accedido: 20 de Mayo, 2023)
- Tofts, P. S., & Kermode, A. G. (1991). Measurement of the blood-brain barrier permeability and leakage space using dynamic MR imaging. 1. Fundamental concepts. *Magnetic Resonance in Medicine*, 17(2), 357-367. <https://doi.org/10.1002/mrm.1910170208>
- Weinreb, J. C., Barentsz, J. O., Choyke, P. L., Cornud, F., Haider, M. A., Macura, K. J., Margolis, D., Schnall, M. D., Shtern, F., Tempny, C. M., Thoeny, H. C., & Verma, S. (2016). PI-RADS Prostate Imaging - Reporting and Data System: 2015, Version 2. *European Urology*, 69(1), 16-40. <https://doi.org/10.1016/j.eururo.2015.08.052>
- Wikipedia, The Free Encyclopedia (2023). Intravoxel incoherent motion. Recuperado de: [https://en.wikipedia.org/wiki/Intravoxel\\_incoherent\\_motion](https://en.wikipedia.org/wiki/Intravoxel_incoherent_motion), (Accedido: 19 de Junio, 2023)



# UTILIZACIÓN DE FIBRAS NERVIOSAS GENERADAS POR MEDIO DE IMÁGENES DE RESONANCIA MAGNÉTICA CON TENSOR DE DIFUSIÓN (RM-DTI) EN TRATAMIENTOS DE RADIOCIRUGÍA

R. Petit<sup>1</sup>, B. Lenis-Gil<sup>1</sup>, G. Nuñez<sup>1</sup>, R. Diaz<sup>1</sup>, M.J. Almada<sup>1</sup>, O. Muriano<sup>1</sup>, D. Venencia<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Instituto Zunino, Fundación Marie Curie, Córdoba, Argentina

Autor de contacto: R. Petit (e-mail: rpetit@institutozunino.org).

**RESUMEN.** Introducción: La tractografía con tensor de difusión (DTI) se ha propuesto como una herramienta útil para la optimización de planes de tratamiento. El propósito de este trabajo es mostrar cómo las imágenes DTI pueden mejorar la planificación de tratamientos de radiocirugía como la neuralgia del trigémino, glioblastoma y enfermedad de Parkinson. Métodos: A los pacientes seleccionados se les realizó una resonancia magnética con seguimiento de fibras basado en DTI. La adquisición se obtuvo usando 32 direcciones de difusión, valor  $b = 1000 \text{ s/mm}^2$ , un vóxel anisotrópico y una matriz cuadrada. Las fibras se calcularon utilizando el software Elements Fibertracking (Brainlab AG, Alemania) con una anisotropía fraccional (FA) de 20, angulación máxima de  $20^\circ$  y una longitud mínima de 80 mm para la mayoría de los casos. En la neuralgia del trigémino se dibujó un ROI de 3 mm en el volumen del nervio homolateral, para el glioblastoma se eligió el GTV como ROI y para el Parkinson las fibras DRT homolaterales fueron empleadas y el núcleo para las fibras DRT fue determinado utilizando la herramienta de ganglios basales de Elements (Brainlab). Resultados: Para la neuralgia del trigémino, Fibertracking proporcionó una confirmación del nervio trigémino mejorando la posición del isocentro. Para los casos de glioblastoma, las fibras confirieron una evaluación anisotrópica adicional a la expansión isotrópica estándar del volumen objetivo y para el caso del paciente con Parkinson las fibras DRT junto con el método convencional de determinación de línea AC-PC, ayudaron a localizar la ubicación óptima del isocentro. Conclusiones: Se utilizaron imágenes DTI para la creación del haz de fibras para confirmar la posición del isocentro, cuidar estructuras críticas cercanas al volumen objetivo y crear un volumen objetivo personalizado.

**PALABRAS CLAVES.** Fibras nerviosas, imágenes de resonancia magnética, imágenes de tensor de difusión, radiocirugía, tractografía.

## I. INTRODUCCIÓN

La radiocirugía estereotáxica intracraneal (SRS) requiere imágenes de resonancia magnética para la visualización del volumen de tratamiento; en particular las secuencias T1, T1 con contraste, T2, etc. Estas imágenes optimizan la segmentación automática o manual de órganos en riesgo (OAR) como el tronco encefálico, quiasma y nervios ópticos, cócleas, etc (Mukherjee et al, 2008).

La SRS puede generar diferentes tipos de complicaciones debido al daño infligido al tejido sano; éste dependerá principalmente de la dosis prescrita, fraccionamiento, tamaño del volumen de tratamiento, dosis de tolerancia de los OAR; así como la asociación con otros tipos de tratamiento. Algunas de estas complicaciones pueden ser anomalías vasculares como necrosis e isquemia, degeneración neurocognitiva progresiva, etc (Niyazi et al, 2016).

En el cerebro, la materia blanca (MB) es más vulnerable a la radiación que la materia gris (MG); siendo la MB una sustancia que contiene fibras nerviosas (axones) que son extensiones de las células nerviosas (sommas neuronales) que se encuentran restringidas anatómicamente por la mielina en el cerebro. Por otra parte, la MG es una sustancia que está compuesta por somas y axones pero que carece de mielina; por consiguiente, no es capaz de transmitir impulsos eléctricos, los cuales son responsables de las funciones motoras, sensoriales, atencionales, memoria, pensamiento, etc. Se ha observado que la vulnerabilidad de la MB produce a largo plazo algunos efectos negativos a nivel cognitivo y funcional de los pacientes como consecuencia de los daños producidos en las fibras (Chapman et al, 2016; Altabella et al, 2018).

Los tractos nerviosos de MB forman parte de una red de comunicación entre diferentes regiones del cerebro conectándolo con el resto del sistema nervioso. Estas fibras o tractos se pueden dividir en tres categorías principales: fibras de asociación, las cuales conectan áreas corticales dentro de un mismo hemisferio;

fibras comisurales como el cuerpo caloso, comisura anterior y comisura posterior, que permiten la comunicación y coordinación entre los dos hemisferios logrando gestionar diversas actividades cognitivas y motoras; y fibras de proyección, las cuales enlazan la corteza cerebral con el diencefalo, tronco encefálico, cuerpo estriado y médula espinal (Standring 2015). Tractos como el corticoespinal, corticobulbar, los talamocorticales y el cíngulo son responsables de influir de forma decisiva en diversas funciones motoras, sensoriales, emocionales y conductuales (Bullock et al, 2022). No obstante, la mayoría de patologías que requieren SRS no contemplan restricciones de dosis en las fibras nerviosas en la MB.

La visualización de fibras nerviosas es posible a partir de las imágenes de resonancia magnética con tensor de difusión (DTI, de las siglas en inglés Diffusion Tensor Image). El fenómeno de que la MB esté restringida por la mielina establece direcciones preferenciales de movimiento para las moléculas de agua y, por consiguiente, para los protones en sus átomos de hidrógeno (Mukherjee et al, 2008). Estos protones, al interactuar con los campos magnéticos generados por el equipo de Resonancia Magnética Nuclear (RMN), exhiben respuestas específicas. La RMN aprovecha estas respuestas para proporcionar información detallada sobre la estructura y composición de los tejidos analizados.

Conocer la ubicación y funcionalidad de las fibras nerviosas permite tenerlas en cuenta en el proceso de planificación de SRS, así como proporcionar datos útiles para la delimitación de márgenes de los volúmenes de tratamiento (Altabella et al, 2018).

Las imágenes de DTI se generan debido a la capacidad del resonador de detectar una señal y localizarla con precisión. Esta capacidad depende en gran medida de la homogeneidad de los campos magnéticos que produce el "B0 (imágenes DTI adquiridas a  $b=0$  seg/mm<sup>2</sup>, siendo este el valor que define la ponderación de la difusión) y los gradientes". La localización espacial se vale de bobinas que generan gradientes de campo magnético sobre el campo B0 para codificar la señal en frecuencia y fase.

Las inhomogeneidades de campo y las perturbaciones microscópicas producen una pérdida de coherencia entre la precesión de los protones y, por consiguiente, una disminución en la señal detectada. Las perturbaciones son de naturaleza estocástica, pero es posible revertir las fluctuaciones locales del campo magnético usando secuencias de adquisición como spin eco o gradiente eco. Esta capacidad de revertir los efectos de la pérdida de fase por inhomogeneidades depende de que los protones se encuentren "relativamente quietos" durante el tiempo que se tarda en medir la señal, debido a que el movimiento de los protones puede afectar la calidad de la imagen obtenida; esto se logra mediante técnicas de inmovilización. Las sustancias que se desplazan a lo largo de los gradientes de codificación espacial generan artefactos y pérdida de señal. Es posible sintonizar las secuencias de adquisición de manera de sensibilizar al máximo la pérdida de señal por desplazamientos o difusión (Mukherjee et al, 2008). Aplicando gradientes en las tres direcciones espaciales se puede observar la difusión neta en el volumen estudiado (estos estudios se denominan diffusion weighted imaging o DWI). Comparando la pérdida de señal de una imagen adquirida con gradientes de difusión ( $b$ ), respecto a una de referencia (B0) se obtiene una imagen de coeficiente de difusión aparente (ADC). Pero la difusión no da información sobre la direccionalidad de los procesos. Es posible conocer las anisotropías en la difusión haciendo múltiples adquisiciones con gradientes en distintas direcciones. A partir de un mínimo de 6 direcciones se construye un tensor de difusión con forma de matriz  $3 \times 3$ . Las imágenes tensoriales de difusión (DTI) proveen un análisis cuantitativo de la magnitud y direccionalidad de la difusión del agua. Los ejes menores y mayores de difusión están dados por los autovectores del tensor. A partir de los autovalores del tensor se pueden obtener los parámetros de difusividad axial, radial, ADC (o MD) y la anisotropía fraccional (FA). En los tejidos altamente organizados como la materia blanca que limitan las direcciones de difusión, es posible utilizar la anisotropía de ésta para reconstruir las estructuras (Le Bihan 2003). Esta técnica se denomina tractografía de fibras (FT) y permite evaluar los tractos nerviosos usando la información adquirida por las imágenes DTI. Actualmente se considera a la tractografía como una herramienta en la optimización de una planificación de SRS.

El propósito de este trabajo es mostrar la experiencia clínica de nuestra Institución en el uso de las fibras nerviosas de MB en SRS para optimizar la creación de volúmenes de tratamiento, localizar volúmenes de interés y optimizar planes complejos en SRS. Se mostrarán aplicaciones en: neuralgia del trigémino, glioblastoma o glioma y enfermedad de Parkinson.

## II. MÉTODOS Y MATERIALES

Las imágenes DTI fueron obtenidas con equipos de RMN de intensidad de campo magnético de 1.5 Tesla (Philips Achieva) y 3.0 Tesla (Philips MR Ingenia Elition). Se adquirieron imágenes DTI con 32 direcciones de difusión, valor  $b = 1000$  s/mm<sup>2</sup> y matriz cuadrada de  $512 \times 512$ , las imágenes fueron adquiridas siempre con el

paciente en posición supina y céfalo caudal, con un espesor de corte entre 1 mm a 2 mm.

Las imágenes fueron importadas en el software de registro de imágenes llamado Efilm versión 4.2.2. (Merge Healthcare, an IBM Company), donde se comprueba la información del paciente y el radioncólogo selecciona las secuencias de interés que serán exportadas al sistema de planificación Elements (Brainlab AG, Alemania). Este sistema detecta las secuencias DTI y genera automáticamente el tensor de difusión. Las fibras nerviosas son coloreadas según la siguiente convención: Rojo → Izquierda-derecha, Verde → Anterior-posterior y Azul → Cabeza-pies. Estos colores pueden variar de acuerdo al ángulo de la imagen.

#### A. FUSIÓN Y CORRECCIÓN DE DISTORSIÓN

Las diferentes secuencias de RMN son fusionadas en forma rígida por el método de información mutua, considerando la secuencia T1 como imagen principal, Fig. 1. Luego las imágenes DTI son corregidas por distorsión geométrica (Elements Distortion Correction Cranial, Brainlab) aplicando transformaciones deformables. Este software elimina artefactos de ruido ubicados fuera de la anatomía del tejido blando mediante el uso de una máscara 3D derivada del estudio B0 de base. Se realizan correcciones por movimiento utilizando la matriz B para mitigar dichos artefactos, y se procede a mejorar el ruido de la señal. De esta manera, se logró conformar la imagen de DTI a la imagen de referencia, mediante adaptaciones en la forma y la estructura anatómica. La imagen de referencia tiene que ser una representación anatómica con calidad óptima para su aplicación clínica y debe ser estrictamente una imagen de resonancia magnética. La corrección por distorsión de las imágenes DTI es esencial, ya que las mismas son susceptibles a distorsiones originadas por corrientes parásitas inducidas por los diferentes gradientes provocando eventuales artefactos de desplazamiento, escala y cizallamiento en la dirección de codificación de fase.

En un paso subsiguiente, se llevó a cabo la segmentación automática, que consiste en la delimitación de OARs mediante la aplicación del módulo de procesamiento Elements Anatomical Mapping y Basal Ganglia (Brainlab). Este proceso facilita la creación de estructuras cerebrales cruciales para la planificación y tratamiento del paciente. Posteriormente, el médico radioncólogo dibuja los volúmenes blanco y revisa las estructuras ya creadas, efectuando correcciones en las mismas cuando lo estime adecuado. No obstante, este procedimiento varía dependiendo del tipo de tratamiento, es común que casos de radiocirugía funcional la delimitación de estructuras claves, también dependa de especialistas en diagnóstico por imágenes, médicos neuroradiólogos y neurocirujanos.

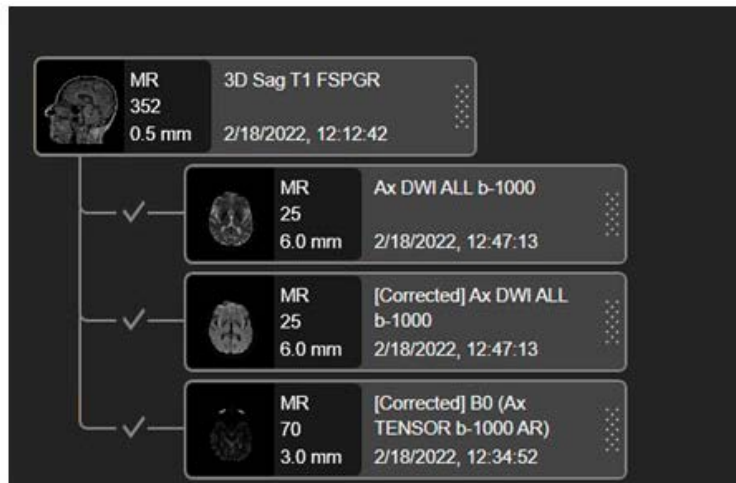


Fig. 1. Árbol de fusiones de imágenes de un paciente.

#### B. CREACIÓN DE TRACTOS NERVIOSOS CON IMÁGENES DE RM-D

Las fibras nerviosas fueron delimitadas mediante el uso del sistema Fibertracking de Elements (Brainlab). Para la creación de las fibras, el radioncólogo seleccionó el área de interés donde se deseaba visualizar el recorrido de las fibras.

El sistema utilizado cuenta con tres metodologías para la creación de fibras nerviosas que incluyen: delimitación previa de una estructura en la región de importancia; elección de una plantilla del área donde

se encuentra la lesión (conocidas como detección interactiva, este método tiene una resolución inferior); y la generación de una estructura llamada región de interés (ROI) temporal en la zona (mediante una detección basada en la región seleccionada). Estas tres opciones siguen el mismo enfoque, es decir, establecer una estructura principal que se incluyen en la zona de cálculo del tensor, identificando las fibras que cumplan con los parámetros seleccionados. Estos parámetros incluyen un valor mínimo de FA, longitud mínima de la fibra y ángulo máximo de desviación. El algoritmo de Fibertracking de Elements (Fig. 2), está basado en la asignación de fibras mediante rastreo continuo (Fiber Assignment by Continuous Tracing, FACT; Brainlab 2021).

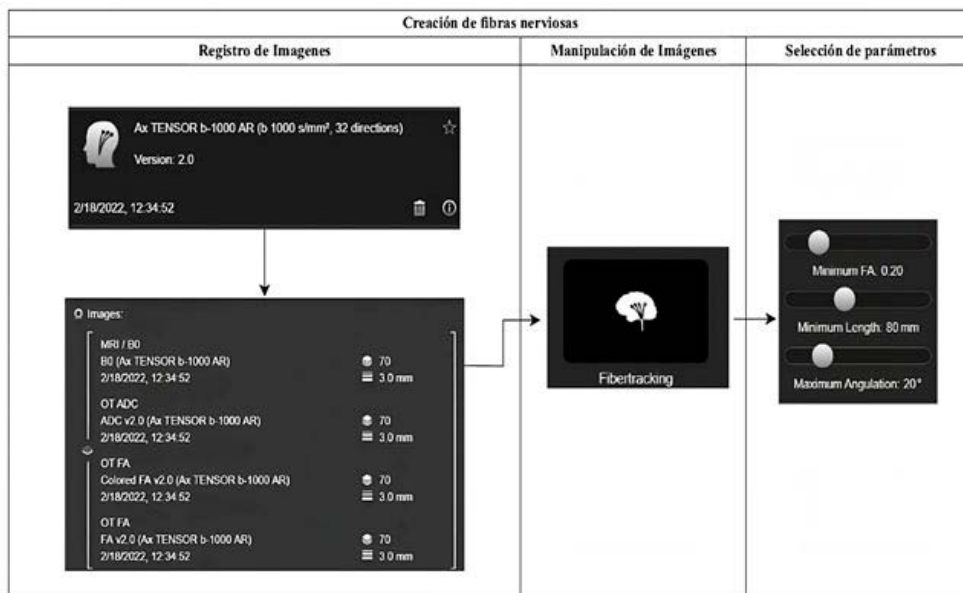


Fig. 2. Representación general del proceso de creación de fibras utilizando el algoritmo de Elements.

Este algoritmo hace una aproximación de difusión local, seleccionando un punto (SEED), construyendo una fibra siguiendo la dirección principal de difusión (PDD, de las siglas en inglés Principal Diffusion Direction), tomando en cuenta que la difusión local sea siempre mayor que el umbral seleccionado de FA. En ese mismo punto, se elige la dirección opuesta al PDD y se obtiene la segunda mitad de la fibra utilizando múltiples SEED en una región de interés (ROI). Los ramilletes de fibras conectadas pueden ser construidas realizando una interpolación entre vóxeles vecinos para suavizar el resultado considerando la dirección entrante. En áreas con interdigitación de tractos, el rastreo comienza siguiendo las dos PDDs. Si se encuentra un tensor dual, la dirección con menor diferencia angular desde la dirección previa es la que se elige (Brainlab 2021).

Este algoritmo de detección de fibras nerviosas proporciona una representación relativa de la anisotropía local asociada con la estructura de las fibras de sustancia blanca en el cerebro. En consecuencia, las fibras identificadas sirven como una representación de la difusión local a través de la región de interés elegida. Los parámetros configurados inicialmente para el sistema fueron anisotropía fraccional (FA) de 0.20, angulación máxima de 20° y longitud mínima de 80 mm (Fig.2), dichos parámetros varían dependiendo de cada caso.

Para las primeras experiencias clínicas se seleccionaron 12 pacientes con indicación de SRS, diez corresponden a neuralgia del trigémino, uno con enfermedad de Parkinson y uno de glioblastoma (Tabla 1). En la Fig.3 se puede ver la distribución y variación de los parámetros utilizados en la creación de las fibras nerviosas.

Tabla 1. Referencias en función de la patología

Patología	N° Pacientes	b (seg/mm²)	Direcciones
Neuralgia del trigémino	10	1000	32
Glioblastoma	1	1000	32
Parkinson / Temblor esencial	1	1000	32

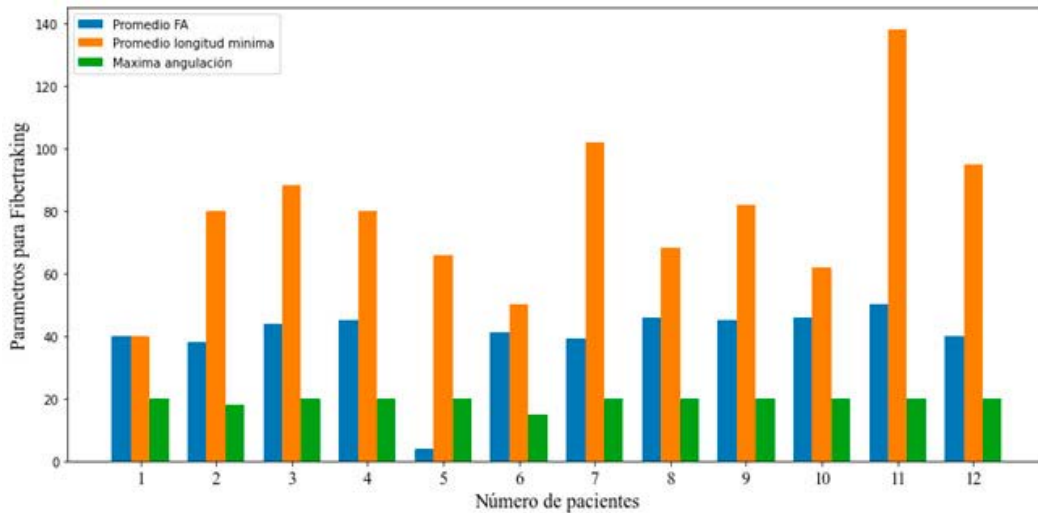


Fig. 3. Distribución de parámetros utilizados para la creación de las fibras nerviosas.

### C. APLICACIONES CLÍNICAS DE IMÁGENES DTI EN SRS

En el contexto de una patología de carácter de radiocirugía funcional, se emplea el término "dosis en un punto" o "isocentro" para referirse a la dosis administrada en un punto focal, mientras que para las patologías de radioterapia convencionales, se continúa utilizando los términos estándar de "GTV" (volumen tumoral grueso) y "CTV" (volumen clínico blanco), entre otras nomenclaturas establecidas.

En los casos seleccionados se tomaron diferentes aproximaciones y aplicaciones de las fibras nerviosas:

#### 1. NEURALGIA DEL TRIGÉMINO

Para las neuralgias del trigémino las fibras nerviosas fueron definidas a partir de una ROI de diámetro de 3 mm sobre el volumen del nervio homolateral.

Los pacientes seleccionados de neuralgia del trigémino corresponden a tratamientos de SRS realizados desde el 2021. Se utilizó un acelerador lineal TrueBeam STx (Varian) con una energía 6X FFF, conos de 4 mm y 12 arcos. Los pacientes fueron inmovilizados con máscara termoplástica y su tratamiento fue guiado por imágenes con el sistema ExacTrac (Brainlab).

#### 2. GLIOBLASTOMA

Las fibras nerviosas en glioblastoma permitieron observar el curso normal y el desplazamiento de los tractos de sustancia blanca alrededor del tumor, así como comparar la dirección del haz de fibras del tumor primario con respecto a los posibles sitios de recurrencia del tumor (Colman et al, 2022). Las fibras nerviosas permiten una expansión anisotrópica del volumen de tratamiento que puede ser beneficioso respecto a una expansión isotrópica. Las fibras proveen un valor predictivo a la recurrencia del tumor, debido a que las células del glioblastoma exhiben mayor capacidad migratoria hacia las fibras nerviosas (Mair et al, 2018; Engwer et al, 2015).

En glioblastoma, las fibras nerviosas fueron obtenidas mediante una ROI. La misma se ubicó en el área del tumor GTV, y se procedió a realizar una evaluación para determinar la metodología más apropiada con respecto a los márgenes a emplear en SRS.

#### 3. ENFERMEDAD DE PARKINSON

En Parkinson, se definieron las fibras nerviosas del tracto dentado-rubro-talámico (DRT) homolaterales, las cuales, en los últimos años, han adquirido reconocimiento como un objetivo de considerable importancia en la estimulación cerebral profunda para diversos tipos de temblores (Bot et al, 2023).

La identificación de los núcleos asociados con las fibras DRT se llevó a cabo mediante el uso de la herramienta de Elements Basal Ganglia (Brainlab), que corresponden a un conjunto de núcleos grises subcorticales que refinan la actividad motora voluntaria. Las fibras se originan en los núcleos cerebelosos interpues-

tos y dentados contralaterales y pasan hacia arriba a través del pedúnculo cerebeloso superior. Estas fibras convergen somatotópicamente en el núcleo talámico intermedio ventral, (Vim). Desde Vim, las fibras talamocorticales cruzan la región talámica superior hasta la corteza motora y premotora. En el abordaje de esta patología, se implementaron tres metodologías distintas con el objetivo de mejorar la precisión en el punto de irradiación: Línea AC-PC (línea intercomisural; AC, comisura posterior; PC), ganglios basales y seguimiento de las fibras DRT, como se ilustra en el flujo de trabajo presentado en la Fig. 4.

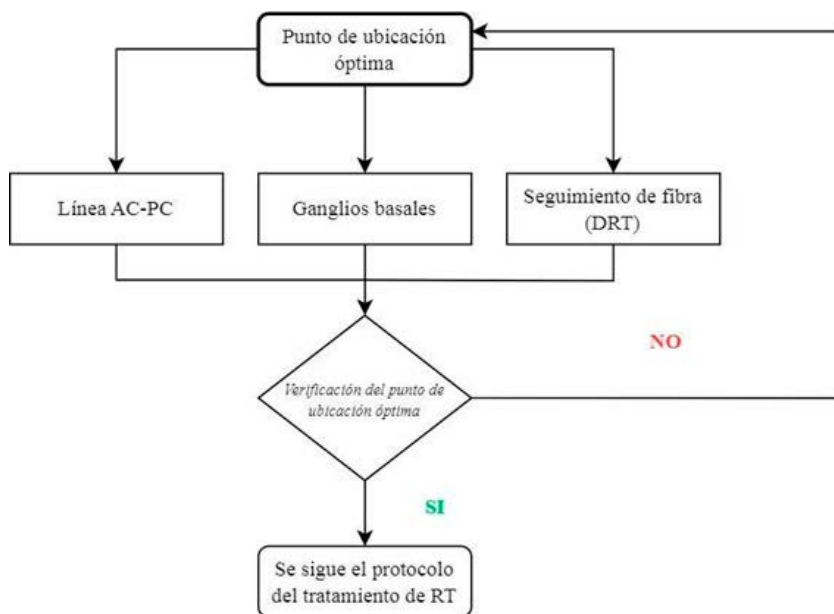


Fig. 4. Flujo de trabajo el algoritmo de Elements para el caso del paciente con la enfermedad de Parkinson.

Este paciente recibió tratamiento funcional SRS con una dosis de 140 Gy al isocentro, acelerador lineal True-Beam STx, energía 6MV FFF y colimador cónico de 4 mm.

### III. RESULTADOS

#### A. NEURALGIA DEL TRIGÉMINO

Las fibras nerviosas proporcionaron confirmación de la posición del nervio trigémino y mejoró la selección del isocentro como se muestra en la Fig.5. La imagen muestra el cerebro del paciente donde el volumen amarillo representa la estructura dibujada por el neurólogo, el naranja es el trigémino derecho y el verde es el haz de fibras encontradas en la región de interés.

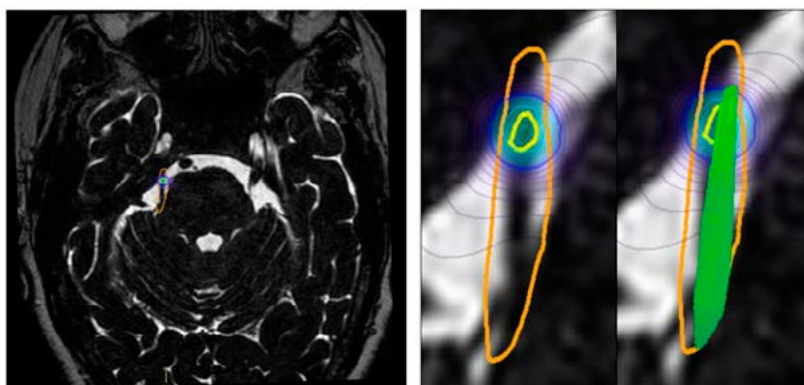


Fig. 5. Tractografía de fibra basada en imágenes con tensor de difusión previa a la irradiación para la neuralgia del trigémino.

**B. GLIOBLASTOMA**

Las fibras nerviosas de tractografía brindaron una herramienta para definir el CTV en SRS utilizando márgenes personalizados considerando las vías de diseminación de este tipo de tumor (Fig. 6 y Fig. 7).

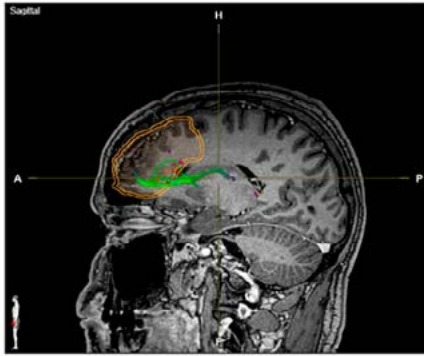


Fig. 6. Vista axial: Estructura del tumor primario (volumen naranja), tumor recurrente (volumen verde) y haz de fibras.

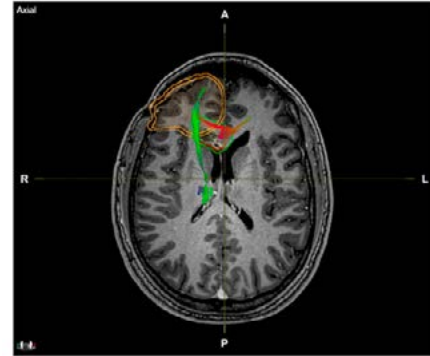


Fig. 7. Vista sagital de las estructuras de interés y la dirección de las fibras nerviosas.

**C. ENFERMEDAD DE PARKINSON**

Las fibras nerviosas en enfermedad de Parkinson, permitieron optimizar la ubicación del isocentro, respetando las regiones críticas. El conocimiento de las fibras es una información adicional a la obtenida por método convencional de definición del isocentro basado en coordenadas AC-PC (Fig. 8). En la Fig. 9 se pueden observar las fibras nerviosas sobre estudio de imágenes de seguimiento, donde se puede observar el punto de la irradiación y la evolución de la lesión muestra parte de la región del tracto dentorrubrolámico. Las fibras nerviosas fueron útiles en la ubicación del isocentro de tratamiento como también en el seguimiento del tratamiento de SRS del paciente.

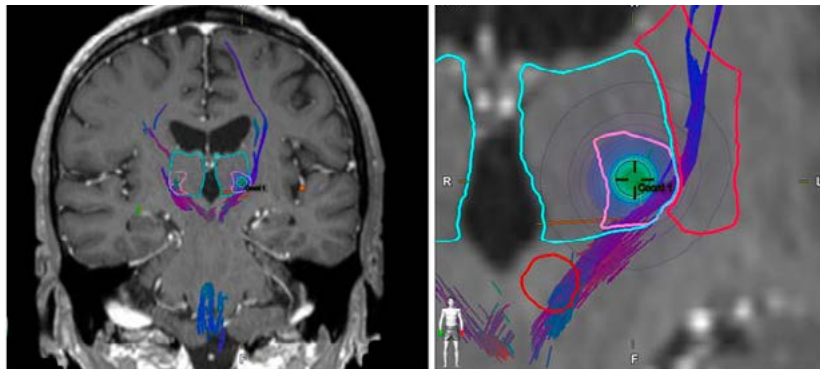


Fig. 8. El volumen rosa es el núcleo ventral intermedio izquierdo. En la vista coronal se muestran las imágenes de planificación pre-irradiación.

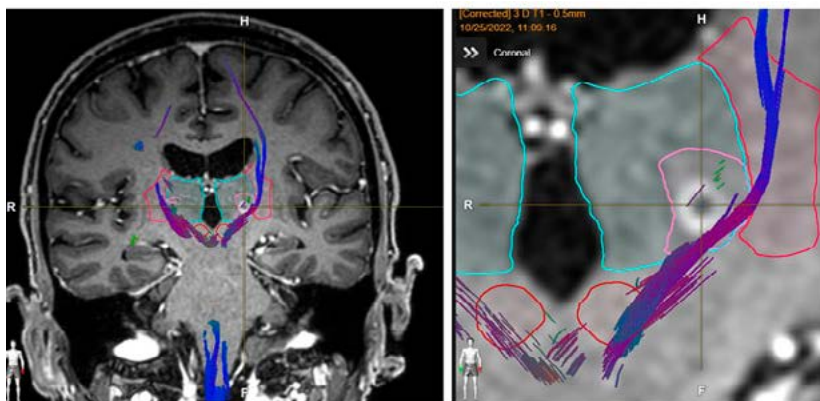


Fig. 9. El volumen rosa es el núcleo ventral intermedio izquierdo. En la vista coronal se muestran las imágenes de control post- irradiación.

## IV. DISCUSIÓN

El manejo y procesamiento de las fibras nerviosas se introdujeron progresivamente a la práctica clínica habitual del departamento; creando un protocolo de manejo y uso de imágenes de resonancia magnética con DTI para diferentes patologías y obteniendo información individualizada acerca de la dirección, la anisotropía y la magnitud de la difusión del agua dentro de las vías de tejido blanco del cerebro, proporcionando detalles únicos sobre la organización microestructural del cerebro.

Las ventajas de comprender la ubicación de los tractos nerviosos de MB son evidentes, ya que el conocimiento de su posición permite minimizar la exposición a la radiación y preservar una mayor funcionalidad en el individuo. Esta concepción ha sido previamente empleada en neurocirugía estereotáctica para evitar tractos significativos de MB (Yahya et al, 2019) y ahora se puede aplicar a la radiocirugía buscando la reducción de la dosis recibida de radiación. No obstante, la identificación de fibras nerviosas vecinas a la patología a tratar puede ser difícil debido a la alteración del tejido circundante, obstaculizando la identificación de la anatomía normal; implicando la necesidad de personal altamente capacitado y métodos automatizados para evitar conclusiones subjetivas.

Estas ventajas abren una puerta a la SRS guiada con imágenes de DTI para su implementación en patologías oncológicas y funcionales en radiocirugía. Tal como se ilustró en los ejemplos presentados en este estudio, con esta herramienta es posible confirmar la posición del isocentro; preservar estructuras críticas reduciendo la dosis administrada a las fibras nerviosas y personalizar el volumen objetivo.

Desde el año 2022 hasta marzo del 2024 se han tratado 53 pacientes con prescripción de SRS, de los cuales 27 corresponden a glioblastoma y 26 a tratamientos funcionales. De esos un total de 39 pacientes contaron con imágenes DTI para la creación y visualización de las fibras nerviosas en el cerebro, esto indica que en un periodo aproximadamente de tres años se han tratado 1.5 pacientes por mes con esta tecnología para optimizar los tratamientos de planes de radioterapia complejos.

Desafortunadamente, no hay investigaciones prospectivas que utilicen un protocolo de tratamiento de Radioterapia Estereotáctica Guiada por Imágenes de DTI para tratar a pacientes de diversas patologías (Koga et al, 2012; Colman et al, 2022). Las investigaciones futuras requieren la realización de ensayos comparativos, controlados, aleatorios, relacionados con la Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) y la SRS guiadas por DTI, debido a que la mayoría de los estudios siguen siendo de orden observacional, lo que dificulta la implementación de planes de radioterapia guiados por DTI en los tratamientos. Esta carencia dificulta la toma de decisiones relativas a la conveniencia de implementación y expansión de estas técnicas para sus diferentes aplicaciones clínicas.

## V. CONCLUSIONES

La definición de fibras nerviosas por medio de imágenes de RM-DTI abrió una puerta a usar esta modalidad de imágenes en SRS para el beneficio del paciente. No obstante, se debe tomar en consideración que existe una necesidad de adquirir mayor experiencia para utilizar este método en la rutina diaria.

La integración de la tractografía en el proceso de planificación de tratamiento de la radiocirugía introduce nuevas incertidumbres que requieren consideración: no existen dosis de tolerancia definidas (excepto algunas recomendaciones específicas en el caso de glioblastomas); la presencia de infiltración en tractos (la infiltración puede resultar en una reducción de la FA, lo que potencialmente disminuiría la precisión en la reconstrucción de la tractografía) y la implementación de medidas protectoras que puedan conllevar a un aumento del riesgo de recurrencia.

La presencia de estas variables no impide la viabilidad de la radioterapia guiada por imágenes de RMN - DTI. Sin embargo, subraya la necesidad imperante de realizar una implementación y análisis meticuloso de todo el proceso. La exactitud en la localización de los tractos neurales está intrínsecamente vinculada al registro efectivo entre la resonancia magnética y la tomografía computarizada, así como a la capacitación del personal en la manipulación de esta modalidad de imágenes y a la correcta interpretación por parte del personal médico de las estructuras anatómicas involucradas en cada caso. En este contexto, es significativa la mejora que brinda al paciente la utilización de las fibras nerviosas de MB para optimizar la creación de estructuras de planificación, localizar puntos de interés y mejorar la eficacia de los planes complejos de SRS.

## AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mi más profundo agradecimiento al Instituto Zunino y la Fundación Marie Curie por



brindarme una formación y experiencia invaluable. Mis más sinceros agradecimientos al Dr. Venencia y a mis compañeros por su orientación, apoyo y aliento a lo largo de este camino. También quiero agradecer a mi familia por su apoyo inquebrantable y comprensión. Su confianza ha sido una fuerza impulsora y estoy verdaderamente agradecida por las oportunidades y el crecimiento.

## REFERENCIAS

- Abhinav, K., Yeh, F. C., Pathak, S., Suski, V., Lacomis, D., Friedlander, R. M., & Fernandez-Miranda, J. C. (2014). Advanced diffusion MRI fiber tracking in neurosurgical and neurodegenerative disorders and neuroanatomical studies: A review. *Biochimica Et Biophysica Acta (BBA) - Molecular Basis of Disease*, 1842(11), 2286–2297. <https://doi.org/10.1016/j.bbadis.2014.08.002>
- Altabella, L., Broggi, S., Mangili, P., Conte, G. M., Pieri, V., Iadanza, A., Del Vecchio, A., Anzalone, N., Di Muzio, N., Calandrino, R., Falini, A., & Castellano, A. (2018). Integration of Diffusion Magnetic Resonance Tractography into tomotherapy radiation treatment planning for high-grade gliomas. *Physica Medica*, 55, 127–134. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2018.10.004>
- Bot, M., Pauwels, R., Van Den Munkhof, P., De Win, M., Odekerken, V. J., Beudel, M., Dijk, J., De Bie, R. M., & Schuurman, P. R. (2023). The Fast Gray Matter Acquisition T1 Inversion Recovery Sequence in Deep Brain Stimulation: Introducing the Rubral Wing for Dentato-Rubro-Thalamic Tract Depiction and Tremor Control. *Neuromodulation Technology at the Neural Interface*, 26(8), 1705–1713. <https://doi.org/10.1016/j.neurom.2021.11.015>
- Brainlab, (2021). FIBERTRACKING Versión 1.0 (1.ª ed., pp. 15–17). Manual de la aplicación Edición 1.1.
- Bullock, D. N., Hayday, E. A., Grier, M. D., Tang, W., Pestilli, F., & Heilbronner, S. R. (2022). A taxonomy of the brain's white matter: twenty-one major tracts for the 21st century. *Cerebral Cortex*, 32(20), 4524–4548. <https://doi.org/10.1093/cercor/bhab500>
- Chapman, C. H., Zhu, T., Nazem-Zadeh, M., Tao, Y., Buchtel, H. A., Tsien, C. I., Lawrence, T. S., & Cao, Y. (2016). Diffusion tensor imaging predicts cognitive function change following partial brain radiotherapy for low-grade and benign tumors. *Radiotherapy and Oncology*, 120(2), 234–240. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2016.06.021>
- Colman, J., Mancini, L., Manolopoulos, S., Gupta, M., Kosmin, M., & Bisdas, S. (2022). Is Diffusion Tensor Imaging-Guided Radiotherapy the New State-of-the-Art? A Review of the Current Literature and Technical Insights. *Applied Sciences*, 12(2), 816. <https://doi.org/10.3390/app12020816>
- Engwer, C., Hillen, T., Knappitsch, M., & Surulescu, C. (2014). Glioma follow white matter tracts: a multiscale DTI-based model. *Journal of Mathematical Biology*, 71(3), 551–582. <https://doi.org/10.1007/s00285-014-0822-7>
- Gomes, J. G. R., Gorgulho, A. A., De Oliveira López, A., Saraiva, C. W. C., Damiani, L. P., Pássaro, A. M., Salvajoli, J. V., De Oliveira Siqueira, L., Salvajoli, B. P., & De Salles, A. a. F. (2016). The role of diffusion tensor imaging tractography for Gamma Knife thalamotomy planning. *Journal of Neurosurgery*, 125(Supplement\_1), 129–138. <https://doi.org/10.3171/2016.7.gks161553>
- Gray, H., & Collins, P. (2005). *Gray's Anatomy*. Churchill Livingstone.
- Hashimoto, N., Kitai, R., Fujita, S., Yamauchi, T., Isozaki, M., & Kikuta, K. I. (2023). Single-Cell Analysis of Unidirectional Migration of Glioblastoma Cells Using a Fiber-Based Scaffold. *ACS Applied Bio Materials*, 6(2), 765–773. <https://pubs.acs.org/doi/10.1021/acsabm.2c00958>
- Koga, T., Shin, M., Maruyama, K., Kamada, K., Ota, T., Itoh, D., Kunii, N., Ino, K., Aoki, S., Masutani, Y., Igaki, H., Onoe, T., & Saito, N. (2012). Integration of Corticospinal Tractography Reduces Motor Complications After Radiosurgery. *International Journal of Radiation Oncology\*Biophysics*, 83(1), 129–133. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2011.05.036>
- Kuhnt, D., Bauer, M. H. A., Becker, A., Merhof, D., Zolal, A., Richter, M., Grummich, P., Ganslandt, O., Buchfelder, M., & Nimsky, C. (2012). Intraoperative Visualization of Fiber Tracking Based Reconstruction of Language Pathways in Glioma Surgery. *Neurosurgery*, 70(4), 911–920. <https://doi.org/10.1227/neu.0b013e318237a807>
- Le Bihan, D. (2003). Looking into the functional architecture of the brain with diffusion MRI. *Nature Reviews. Neuroscience*, 4(6), 469–480. <https://doi.org/10.1038/nrn1119>
- Mair, D. B., Ames, H. M., & Li, R. (2018). Mechanisms of invasion and motility of high-grade gliomas in the brain. *Molecular Biology of the Cell*, 29(21), 2509–2515. <https://doi.org/10.1091/mbc.e18-02-0123>
- Mukherjee, P., Berman, J., Chung, S., Hess, C., & Henry, R. (2008). Diffusion Tensor MR Imaging and Fiber Tractography: Theoretic Underpinnings. *American Journal of Neuroradiology*, 29(4), 632–641. <https://doi.org/10.3174/ajnr.a1051>
- Mukherjee, P., Chung, S., Berman, J., Hess, C., & Henry, R. (2008). Diffusion Tensor MR Imaging and Fiber Tractography: Technical Considerations. *American Journal of Neuroradiology*, 29(5), 843–852. <https://doi.org/10.3174/ajnr.a1052>
- Niyazi, M., Brada, M., Chalmers, A. J., Combs, S. E., Erridge, S. C., Fiorentino, A., Grosu, A. L., Lagerwaard, F. J., Minniti, G., Mirimanoff, R. O., Ricardi, U., Short, S. C., Weber, D. C., & Belka, C. (2016). ESTRO-ACROP guideline "target delineation of glioblastomas." *Radiotherapy and Oncology*, 118(1), 35–42. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2015.12.003>
- O'Donnell, L. J., & Westin, C. F. (2011). An Introduction to Diffusion Tensor Image Analysis. *Neurosurgery Clinics of North America*, 22(2), 185–196. <https://doi.org/10.1016/j.nec.2010.12.004>
- Piper, R. J., Senthil, K. K., Yan, J. L., & Price, S. J. (2018). Neuroimaging classification of progression patterns in glioblastoma: a systematic review. *Journal of Neuro-Oncology*, 139(1), 77–88. <https://doi.org/10.1007/s11060-018-2843-3>
- Sasada, S., Agari, T., Sasaki, T., Kondo, A., Shinko, A., Wakamori, T., Okazaki, M., Kin, I., Kuwahara, K., Kameda, M., Yasuhara, T., & Date, I. (2017). Efficacy of Fiber Tractography in the Stereotactic Surgery of the Thalamus for Patients with Essential Tremor. *Neurologia Medico-chirurgica*, 57(8), 392–401. <https://doi.org/10.2176/nmc.0a.2016-0277>
- Yahya, N., & Manan, H. A. (2019). Utilisation of Diffusion Tensor Imaging in Intracranial Radiotherapy and Radiosurgery Planning for White Matter Dose Optimization: A Systematic Review. *World Neurosurgery*, 130, e188–e198. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2019.06.027>

# EVENTOS

Tenemos el placer de poder sugerirles eventos, videos y publicaciones a los que se podrá acceder para adquirir conocimientos como parte de la formación continua y enriquecerse a partir de estas experiencias.



## 37° CONGRESO ECMP

Se realiza entre el **11 y 14 de septiembre** de 2024 en Munich, Alemania. Para más información visitar sitio web del Congreso Europeo de Física Médica:

<https://ecmp2024.org/>



## 66° CONGRESO ASTRO

Del **29 de septiembre y el 2 de octubre** en Washington, Estados Unidos. Para más información visitar sitio web del Congreso de la Sociedad Americana de Radio-oncología: <https://www.astro.org/meetings-and-education/micro-sites/2024/annual-meeting>



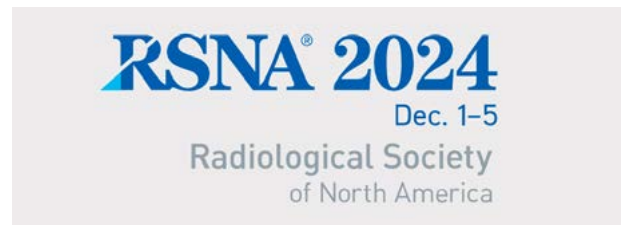
## 14° CONGRESO ARGENTINO DE FÍSICA MÉDICA

Los días **3 y 4 de octubre de 2024** en San Carlos de Bariloche, Provincia de Río Negro, Argentina. Para más información visitar sitio web de la Sociedad Argentina de Física Médica: <https://congresosafim.com.ar/>



## 37° CONGRESO EANM

Del **19 al 23 de octubre de 2024** en Hamburgo, Alemania. Para más información visitar sitio web del Congreso de la Asociación Europea de Medicina Nuclear: <https://eanm24.eanm.org/>



## 110° ENCUENTRO ANUAL DE RSNA

Se realiza el **5 de Diciembre de 2024** en Chicago, Estados Unidos. Para más información visitar el sitio web de la Sociedad Norteamericana de Radiología: <https://www.rsna.org/>



## X CONGRESO LATINOAMERICANO, II CONGRESO IBERO LATINOAMERICANO DE FÍSICA MÉDICA Y IV SIMPOSIO INTERNACIONAL DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN MEDICINA

Se realiza entre el 9 y 12 de Marzo de 2025 en Antigua, Guatemala. Para más información visitar sitio web del Congreso: <https://eventlink5.com/alfim2025/>

# SEMINARIOS

## VIRTUALES

### ALFIM

Los seminarios virtuales se actualizan de forma continua en el sitio web de la Asociación Latinoamericana de Física Médica y quedan disponibles en <https://www.youtube.com/@alfimyou-tube>



### RED LAPRAM

Los seminarios virtuales se actualizan de forma continua en el sitio web de la Red Latinoamericana de Protección Radiológica en Medicina y quedan disponibles en Youtube <https://www.youtube.com/@redlapram>



# PUBLICACIONES SUGERIDAS

## a) ORGANIZACIÓN INTERNACIONAL DE FÍSICA MÉDICA IOMP

a.1) Boletín Oficial IOMP, disponible en <https://www.iomp.org/empw-2/>

## b) ORGANIZACIÓN INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA, IAEA

b.1) Publicación N° 47 dentro de la Serie de Salud Humana, disponible en: [https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/PUB2021\\_web.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/PUB2021_web.pdf)

b.2) Publicación N° 83 de la Serie de Cursos de Entrenamiento, disponible en: <https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TCS83web.pdf>

## c) ASOCIACIÓN AMERICANA DE FÍSICA MÉDICA, AAPM

c.1) Reporte N° 273 del Task Group 273, disponible en <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mp.16188>

c.2) Reporte N° 307 del Task Group 307, disponible en <https://www.aapm.org/pubs/reports/detail.asp?docid=271>

## d) FEDERACIÓN EUROPEA DE ORGANIZACIONES DE FÍSICA MÉDICA

d.1) Protocolo de Controles de Calidad de Imágenes Digitales de Mama con Tomosíntesis, disponible en: <https://www.efomp.org/index.php?r=fc&id=protocols>

# LINKS

## DE INTERES

Asociación Americana de Física Médica

<https://aapm.org/>

Asociación Internacional de Protección Radiológica

<https://www.irpa.net/>

Asociación Latinoamericana de Física Médica

<https://www.alfim.info/>

Centro Internacional de Física Teórica

<https://www.ictp.it/>

Comisión Internacional de Protección Radiológica

<https://www.icrp.org/>

Comisión Internacional de Unidades Radiológicas

<https://www.icru.org/>

Federación Europea de Organizaciones de Física Médica

<https://www.efomp.org/>

Federación de Radioprotección de América Latina y el Caribe

<https://www.facebook.com/fralc.radioproteccion>

Organismo Internacional de Energía Atómica

<https://www.iaea.org/>

Organización Internacional de Física Médica

<https://www.iomp.org/>

Organización Mundial de la Salud

<https://www.who.int/es>

Organización Panamericana de la Salud

<https://www.paho.org/en>

Sociedad Española de Física Médica

<https://sefm.es/>

Revista Medical physics and biophysics

<https://iopscience.iop.org/bookList>

## POR MÁS INFORMACIÓN

<https://www.safim.org/>

[info@safim.org](mailto:info@safim.org)

[https://www.instagram.com/safim\\_org](https://www.instagram.com/safim_org)



**S A F I M**  
SOCIEDAD ARGENTINA  
DE FÍSICA MÉDICA

## INVITACIÓN

### A contribuir con la Revista de la Sociedad Argentina de Física Médica

Estimados colegas,

Es con gran entusiasmo que les extendemos una cálida invitación para contribuir a los futuros números de la Revista de la Sociedad Argentina de Física Médica. Esta revista busca ser un pilar en la difusión del conocimiento y la investigación en el ámbito de la Física Médica en nuestro país y en la región, y su participación es fundamental para alcanzar este objetivo. A continuación, describimos algunas de las formas en las que pueden involucrarse, ya sea enviando trabajos, actuando como referees o participando en otras tareas de manera voluntaria.

#### ENVÍO DE TRABAJOS

Invitamos a todos los Físicos Médicos Clínicos y Académicos a enviar sus trabajos de investigación, revisiones, casos de estudio y artículos de opinión que enriquezcan y fomenten el crecimiento de nuestra comunidad. Su participación activa es crucial para el avance y la divulgación del conocimiento en nuestra disciplina.

#### ROL DE REFEREE

Hacemos un llamado a quienes estén interesados en contribuir como referees. Su experiencia, idoneidad y juicio crítico son esenciales para mantener la calidad y el rigor científico de los artículos que publicamos. Ser referee es además una excelente manera de estar al día con los últimos avances en nuestro campo y de contribuir a la evolución de la Física Médica.

#### OTRAS TAREAS

Si desea involucrarse de otra manera, hay numerosas oportunidades para aportar en la gestión de la revista, desde la edición y gestión de manuscritos, hasta la promoción, búsqueda de patrocinadores y soporte técnico. Cada contribución, sin importar su tamaño, es invaluable para nosotros.

Agradecemos de antemano su valiosa colaboración y esperamos con interés sus aportes.

Con sincero agradecimiento,



Editora, Revista de la Sociedad Argentina de Física Médica



## CONTACTO

Para el envío de trabajos científicos: [revista@safim.org](mailto:revista@safim.org) con el asunto SOLICITUD TRABAJO CIENTÍFICO.

Para exhibir un anuncio de su institución o empresa, productos o servicios, contactarse a [publicidadrevista@safim.org](mailto:publicidadrevista@safim.org) con el asunto PUBLICIDAD.

Para expresar su interés en convertirse en referee o voluntario, por favor, contáctenos a través de [revista@safim.org](mailto:revista@safim.org) con el asunto PARTICIPACIÓN.

También puede visitar nuestro sitio web <https://www.safim.org/> para más información sobre la revista y novedades sobre la comunidad.



PET/CT



RESONANCIA MAGNÉTICA  
NUCLEAR



TOMOGRAFÍA MULTICORTE



MEDICINA NUCLEAR /  
SPECT/CT



ECOGRAFÍA



MAMOGRAFÍA



DENSITOMETRÍA ÓSEA



RADIOTERAPIA

## NUESTRAS **PRIORIDADES**

- **BRINDAR** un servicio de información interdisciplinario, integral e intensivo a profesionales médicos.
- **EDUCAR** a la comunidad en el conocimiento, prevención y tratamiento de enfermedades neurológicas, oncológicas, cardiológicas, traumatológicas, ginecológicas y oftalmológicas.
- **CREAR** vínculos de intercambio de conocimientos científicos con universidades, centros de investigación, profesionales de prestigio y estudiantes avanzados en carreras del campo de la salud.
- **CONTRIBUIR** en el desarrollo de la calidad de las prestaciones de salud en la Argentina.



Diagnóstico  
Nuclear

# DIAGNÓSTICO E INVESTIGACIÓN MÉDICA

### SEDE NAZCA

Av. Nazca 3449  
CABA, Buenos Aires

### SEDE ACADEMIA

NACIONAL DE MEDICINA  
Pacheco de Melo 3081  
CABA, Buenos Aires

### SEDE LEZICA

M. Lezica 3021  
San Isidro, Buenos Aires

### SEDE COP

Monteagudo 2440  
Pergamino, Buenos Aires

**TURNOS** ➤ +54 (11) 7078-7870  
0800-220-3236

[WWW.FCDN.ORG.AR](http://WWW.FCDN.ORG.AR)



REVISTA ARGENTINA DE  
**FÍSICA  
MÉDICA**

REVISTA ARGENTINA  
DE FÍSICA MÉDICA  
SOCIEDAD ARGENTINA DE FÍSICA MÉDICA



[www.safim.org](http://www.safim.org)

BUENOS AIRES-ARGENTINA

©COPYRIGHT. SAFIM. TODOS LOS DERECHOS RESERVADOS