

ISSN 1576-6632

revista de

FÍSICA MÉDICA

num.
1

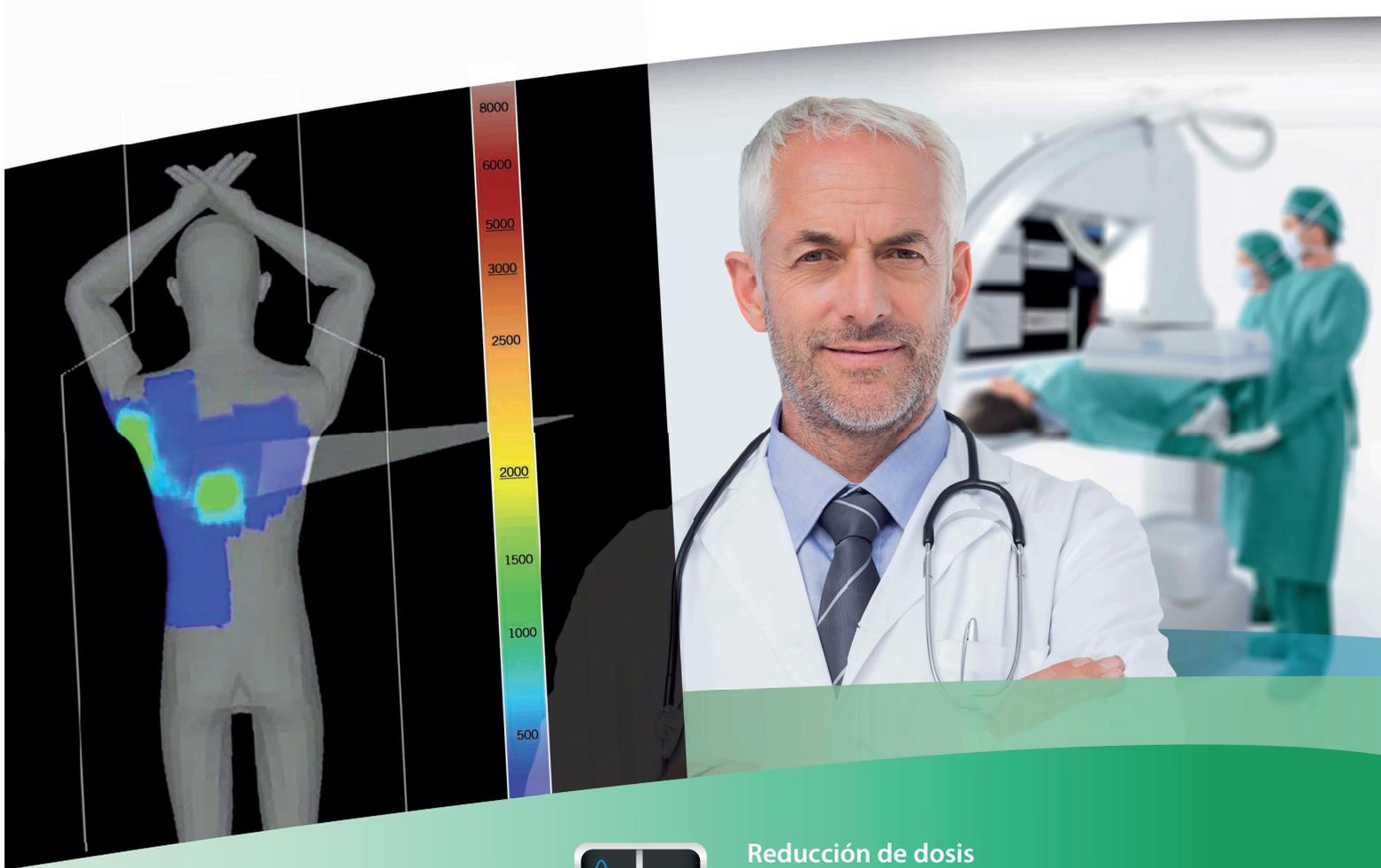
vol.
22

año
2021

publicación oficial de la sefm
bajo el auspicio de la efomp



**Sociedad Española
de Física Médica**



Reducción de dosis

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

DoseRite[™]



www.revistadefisicamedica.es

Director

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

Editora

Ruth Rodríguez Romero
Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda

Editores asociados

Julio Almansa López
Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada

Diego García Pinto
Universidad Complutense de Madrid. Madrid

Luis Isaac Ramos
Clínica Universitaria de Navarra. Pamplona

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

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

María Carmen Pujades Claumarchirant
Centro Nacional de Dosimetría. Valencia

Francisco Clemente Gutierrez
Complejo Hospitalario de Toledo

Julia Garayoa Roca
Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz. Madrid

Jesús Cortés Rodicio
Hospital Universitario de Álava. Vitoria

Ignasi Méndez Carot
Institute of Oncology Ljubljana. Eslovenia

Silvia Fernández Cerezo
Hospital Universitario Central de Asturias. Oviedo

Vocal de la SEFM

Daniel Zucca Aparicio
Hospital Universitario HM Sanchinarro. Madrid

Comisión científica

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

Edita:



www.auladoc.com

Periodicidad de publicación: Semestral (mayo y noviembre)

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

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

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

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

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



Junta Directiva de la SEFM

Presidente

Damián Guirado Llorente

Vicepresidenta

Mercè Beltrán Vilagrasa

Secretaria

Naiara Fuentemilla Urio

Tesorera

Teresa García Martínez

Vocales

Daniel Zucca Aparicio

Manuel Vilches Pacheco

Ana María Tornero López

Comisión deontológica e institucional

Presidenta

Françoise Lliso Valverde
francoiselliso@gmail.com

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

Comisión Científica

Presidente

Pablo Carrasco de Fez
pcarrasco@santpau.cat

Manuel Buades Forner
María Amor Duch Guillen
Faustino Gómez Rodríguez
Núria Jornet Sala
Antonio Miguel Lallena Rojo
Josep María Martí Climent
Carlos Montes Fuentes
Juan José Morant Echevarne
César Rodríguez Rodríguez
Consultor: Antonio Brosed Serreta
José Pérez Calatayud

Comisión de Docencia

Presidenta

Cristina Picón Olmos
comision_docencia@sefm.es

Rafael Colmenares Fernández
Antonio Otal Palacín
Mercè Beltrán Vilagrasa

Representantes

Miembros de IOMP

Mercè Beltrán Vilagrasa, *Hospital Universitari Vall d'Hebron. Barcelona*
Ana María Tornero López, *Hospital Universitario Dr. Negrín, Las Palmas de Gran Canaria*

Delegados de EFOMP

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

Miembro de IHE

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

Representante en ESTRO

Àngel Forner Forner (Suplente), *Hospital Universitari Arnau de Vilanova. Lleida*

Representante en el Colegio Oficial de Físicos

María Luisa Chapel Gómez, *Complejo Hospitalario de Toledo*



SIEMENS



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

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

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

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

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

VersaHD.

Powered by high definition dynamic radiosurgery.

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

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

elekta.com/VersaHD



Focus where it matters.

4513 371 1539 03.17

 Elekta

Grupos de trabajo SEFM

1. Radioterapia adaptativa

Coordinador	Rafael García Mollá <i>Hospital General Universitario de Valencia</i>
Miembros del grupo	Françoise Lliso Valverde, <i>Hospital Universitari i Politècnic La Fe. Valencia</i> Jorge Bonaque, <i>Consortio Hospitalario Provincial de Castellón</i> María Carrasco, <i>Hospital Universitario Virgen del Rocío. Sevilla</i> Patricia Sánchez Rubio, <i>Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda</i>

2. Radioterapia guiada por superficie

Coordinador	Benigno Barbés Fernández <i>IMED Hospitales. Murcia</i>
Miembros del grupo	Iago González Vecín, <i>Hospital Universitario Dr. Negrín, Las Palmas de Gran Canaria</i> Miguel Ángel de la Casa de Julián, <i>Hospital Universitario HM Sanchinarro. Madrid</i> Olivia Jordi Ollero, <i>Institut Català d'Oncologia (ICO). Barcelona</i> Ruth Rodríguez Romero, <i>Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda</i> Víctor Díaz Pascual, <i>Clínica Universidad de Navarra. Pamplona</i> Daniel Zucca Aparicio, <i>Hospital Universitario HM Sanchinarro. Madrid</i>

3. Infografías

Coordinador	Fernando Caudepón <i>Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona</i> Esther Angulo Paín <i>Hospital Universitario Puerta del Mar. Cádiz</i>
Miembros del grupo	Hugo Pérez García, <i>Hospital Universitario Quirón Salud. Madrid</i> Agustín Santos Serra, <i>Consortio Hospitalario Provincial de Castellón</i>

4. Control de calidad de aceleradores lineales de uso médico

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

5. Control de calidad de sistemas de planificación de tratamiento

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

6. Evaluación y seguimiento del control de calidad en medicina nuclear (en colaboración con: SEPR, SEMNiM)

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

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

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

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

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

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

Miembros (por parte de la SEFM)	Gustavo Pozo, <i>Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid</i> José de la Vega, <i>Hospital Universitario Clínico San Cecilio. Granada</i>
----------------------------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

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

Coordinadora	María Luisa Chapel Gómez <i>Complejo Hospitalario de Toledo</i>
Secretario	José Manuel Ordiales Solís <i>Hospital Universitario de Cáceres</i>
Miembros (por parte de la SEFM)	Manuel Buades Forner, <i>Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia</i> Daniel Fernández Molina, <i>Hospital Universitario Virgen del Rocío. Sevilla</i> Paula García Castañón, <i>Hospital Universitario de la Princesa. Madrid</i> Francisco Javier Rosales Espizua, <i>Hospital Universitario de Basurto</i> Santiago Miquélez Alonso, <i>Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona</i> Xavier Pifarré Martínez, <i>Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda</i> Pedro Ruiz Manzano, <i>Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza</i>

Grupos de trabajo SEFM

11. Información e instrucciones que deben recibir los pacientes que están sometidos a tratamiento o diagnóstico con radionucleidos. Instrucciones que deben seguir los cuidadores de pacientes que han sido sometidos a tratamiento o diagnóstico con radionucleidos (en colaboración con: SEPR, SEMNiM)

Miembros (por parte de la SEFM) José Antonio Terrón León, *Hospital Universitario Virgen de la Macarena. Sevilla*
Florencio Javier Luis Simón, *Hospital Universitario Virgen del Rocío. Sevilla*

12. Foro sanitario conjunto CSN – SEFM - SEPR

Miembros (por parte de la SEFM) Damián Guirado Llorente, *Hospital Universitario Clínico San Cecilio. Granada*
Mercè Beltrán Vilagrasa, *Hospital Universitari Vall d'Hebron. Barcelona*
Daniel Zucca Aparicio, *Hospital Universitario HM Sanchinarro. Madrid*



Índice

Editorial	9
Artículos científicos	
Análisis de los riesgos asociados al uso de la técnica VMAT frente a 3DCRT en tratamientos de mama con cadenas ganglionares axilo-claviculares <i>Paz García de Acilu Laá, Juan García Ruíz-Zorrilla, Ángel Montero Luis, Raquel Ciérvide Jurio, Carmen Rubio Rodríguez, Pedro Fernández Letón</i>	11
Análisis dosimétrico y verificación de tratamientos VMAT en aceleradores gemelos <i>Alba Obesso de Diego, Carlos Ferrer Gracia, Concepción Huertas Martínez, Ana Morcillo García, Rodrigo Plaza Núñez</i>	27
Protocolo de control de calidad de sistemas de tomosíntesis de mama <i>Margarita Chevalier del Río, Manuel José Buades Forner, M^a Luisa Chapel Gómez, Oliver Díaz Montesdeoca, Julia Garayoa Roca, Santiago Miquelez Alonso, Teresa Monserrat Fuertes, Patxi Rosales Espizua, Ricardo Torres Cabrera, Marina Álvarez Benito, Joaquín Mosquera Osés, Sara Romero Martín</i>	39
Implementación y uso clínico de la radioterapia adaptativa. Informe del grupo de trabajo de radioterapia adaptativa de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) <i>Rafael García-Mollá, Patricia Sánchez Rubio, Jorge Bonaque Alandí, María Auxiliadora Carrasco Herrera, Françoise Lliso Valverde</i>	123
Revisión de artículos	167

Editorial

En este último año hemos vivido cambios y circunstancias que jamás hubiéramos imaginado, pero el tiempo no para y debemos esforzarnos en mantener las buenas costumbres, como encontrarnos con el número de nuestra Revista en el mes de mayo o celebrar, periódicamente, el Congreso en el que compartimos nuestras experiencias e investigaciones, adaptándonos y evolucionando según la situación lo requiera.

En estos dos campos de nuestro trabajo nos encontramos con novedades. Por una parte, el Comité de Redacción incorpora nuevos miembros. Silvia Fernández Cerezo, compañera en el Hospital Central de Asturias de Oviedo, y M^a Carmen Pujades Claumarchirant, del Centro Nacional de Dosimetría de Valencia, se unen al equipo editorial para reforzar su labor tras un año en el que se ha incrementado el número de manuscritos recibidos. Al mismo tiempo, la renovación de la Presidencia de la Comisión Científica de la Sociedad, con representación en nuestro Comité, ha hecho que se incorpore Pablo Carrasco de Fez, del Hospital de la Santa Creu i Sant Pau de Barcelona, en sustitución de Facundo Ballester Pallarés. Quisiera aprovechar estas líneas para agradecer a Facundo su intensa labor, su experiencia y sus sabios consejos en muchas ocasiones, que nos han permitido llevar la Revista a su situación actual.

La novedad que nos trae el próximo Congreso es su realización de manera virtual por primera vez. El esfuerzo de los Comités Organizador y Científico está siendo importante para que lo único que falte sea el contacto cercano y personal que aprovechamos en estas reuniones y que confiamos en poder recuperar pronto.

En este punto nos gustaría aprovechar para recordar a todos los socios y participantes que desde el Comité de Redacción estamos firmemente convencidos de que los trabajos presentados en el mismo pueden y deben ser la fuente principal

para nutrir los números de nuestra Revista. Por eso desde aquí, incluso antes de su celebración, animamos a los autores a que, una vez finalizado, completen sus proyectos e investigaciones adecuándolos al formato de artículo científico, según las normas de la revista, y lo envíen para su publicación en los próximos volúmenes. De esta manera podrán ampliar la difusión e impacto de su trabajo dentro de nuestra comunidad de Física Médica, como así lo logran cada uno de los artículos publicados, como por ejemplo los de este número.

Este está compuesto por dos trabajos originales y dos extensos e interesantes informes de grupos de trabajo. Todos y cada uno de ellos estamos seguros que tendrán una gran acogida dada la calidad y utilidad de los mismos.

El primero de ellos aborda el uso de la técnica de VMAT en el tratamiento del cáncer de mama y su idoneidad en función de criterios de riesgo de desarrollar tumores secundarios a la irradiación de dosis bajas. Tema muy actual y de gran interés para la seguridad del paciente.

El segundo de los trabajos nos presenta las actuaciones llevadas a cabo para disponer dos aceleradores como gemelos en una instalación, lo que redundará en garantizar la continuidad de los tratamientos de los pacientes en caso de avería en alguno de los equipos, contribuyendo así a la efectividad de los tratamientos prescritos. Dos artículos, en definitiva, de una gran relevancia en la práctica clínica de nuestros hospitales.

Como decíamos, se completa el número con las recomendaciones de dos grupos de trabajo. El informe de Tomosíntesis de mama (en colaboración con SEPR y SEDIM) ofrece el protocolo de control de calidad de los sistemas de tomosíntesis de mama, y sirve como una referencia para los profesionales que tengan que enfrentarse a estos equipos.

Por último, el grupo de Radioterapia adaptativa nos trae sus recomendaciones para la implementación y uso clínico de esta técnica, haciendo una revisión del estado del arte. Esperamos que sea una lectura fundamental para responder a las necesidades observadas en el día a día en el tratamiento de los pacientes.

Es de destacar, también, que todos estos trabajos han estado disponibles en prepublicación desde el momento que han sido aceptados, permitiendo así reducir los tiempos para la difusión de los artículos recibidos.

Además de todo lo resaltado hasta el momento, añadimos nuestra habitual revisión de artículos

que nos trae en este caso tres destacadas contribuciones en revistas de impacto de nuestra área. Lamentablemente no disponemos de ninguna reseña de tesis para este número. Nos gustaría animar a todos aquellos que presentéis vuestra tesis, o a quienes tengáis conocimiento de alguna tesis presentada en este campo, que os dirigierais a nosotros para compartir la reseña de la misma. En este punto, tampoco quisiéramos terminar sin recordar una vez más a todos los lectores la necesidad de vuestra colaboración, enviando trabajos para poder seguir ofreciendo ciencia de calidad a todos los socios. Gracias a todos y esperamos que os guste el número que aquí os ofrecemos.

Análisis de los riesgos asociados al uso de la técnica VMAT frente a 3DCRT en tratamientos de mama con cadenas ganglionares axilo-claviculares

Risk analysis associated with the use of the VMAT technique vs. 3DCRT in breast treatments with axillary and supraclavicular lymph nodes

Paz García de Acilu Laá¹, Juan García Ruíz-Zorrilla¹, Ángel Montero Luis², Raquel Ciérvide Jurio², Carmen Rubio Rodríguez^{1,2}, Pedro Fernández Letón^{1,2}

¹ Hospital Universitario HM Puerta del Sur, Móstoles (Madrid)

² Hospital Universitario HM Sanchinarro, Madrid

Fecha de Recepción: 15/04/2020 - Fecha de Aceptación: 23/11/2020

La utilización de arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT) para el tratamiento de cáncer de mama siempre ha sido un asunto controvertido. La mayor conformación de las dosis absorbidas altas que se consigue con la VMAT frente a la radioterapia conformada (3DCRT) viene acompañada de un incremento del volumen irradiado con dosis absorbidas bajas, cuyas consecuencias hay que analizar. El presente estudio pretende, mediante el análisis de las dosimetrías clínicas de 80 pacientes con cáncer de mama tratadas en nuestro centro con ambas técnicas, evaluar la idoneidad de la elección de una técnica frente a la otra para el tratamiento de pacientes con cáncer de mama que precisan la irradiación de cadenas ganglionares axilo-claviculares, pero no de la cadena mamaria interna. Para ello se tienen en cuenta por un lado criterios puramente dosimétricos, como el cumplimiento de los límites de dosis absorbida establecidos en órganos de riesgo, y por otro se realiza una estimación del aumento en la probabilidad de desarrollar tumores secundarios sólidos por la irradiación a baja dosis de órganos sanos y se evalúan las posibles toxicidades, cardíacas y pulmonares, en base a lo descrito en la literatura.

Palabras clave: VMAT, 3DCRT, cáncer de mama, tumores radioinducidos, cardiotoxicidad.

The use Volumetric Intensity Modulated ArcTherapy (VMAT) for breast cancer treatments has always been controversial. The tighter conformation of the high absorbed doses around the target that VMAT provides over conformed radiotherapy (3DCRT) entails an increase of the healthy volumes irradiated with low doses, and the consequences of this fact should be analysed. This study tries to assess the suitability of one or another technique for the treatment of breast cancer patients with PTV volumes involving axillary and supraclavicular lymph nodes but not the internal mammary chain. For this purpose, treatment plans of 80 patients that have been treated at our Institution with both techniques were analysed. First of all, pure dosimetric criteria were taken into account, for instance keep the dose in the organs at risk under the established limits. On the other hand, an estimation of the increase in the probability of developing secondary solid radio-induced tumours, due to low dose irradiation of healthy tissues, was done. Heart and pulmonary toxicities were also discussed according to the state of the art.

Key words: VMAT, 3DCRT, breast cancer, radio-induced tumours, cardiotoxicity.

Introducción

El uso de técnicas de intensidad modulada (*intensity modulated radiotherapy*, IMRT) en tratamientos

de radioterapia ha ido en aumento en los últimos 10 años, llegando a constituir el tratamiento estándar para algunas patologías. En nuestro centro se ha pasado de tratar con IMRT a un 30% de nuestros pacientes en el

*Correspondencia: pgarciadeacilu@hmhospitales.com

<https://doi.org/10.37004/sefm/2021.22.1.001>

año 2008 a un 60% en 2019. Sin embargo, en algunas localizaciones, como es el caso de la irradiación de mama con cadenas ganglionares axilo supraclaviculares ipsilaterales (niveles ganglionares I-IV) sin inclusión de la cadena ganglionar mamaria interna, no existe un consenso entre la comunidad científica sobre la idoneidad de este tipo de tratamientos frente a la radioterapia conformada tridimensional (*3D Dimensional Conformal Radiotherapy*, 3DCRT).¹⁻⁵

La IMRT, mediante la diversificación de las entradas de los haces, ya sea con múltiples incidencias o mediante arcos en IMRT volumétrica (*Volumetric Intensity Modulated Arc Therapy*, VMAT), permite conformar las dosis medias y altas (valores entre 25-85% y superiores al 85% de la de prescripción respectivamente) en las inmediaciones de los volúmenes objetivo, reduciéndose dicha dosis en los órganos circundantes y limitando así la aparición de gran parte de los efectos deterministas que causa la radiación sobre los tejidos sanos. Concretamente en la irradiación de mama las toxicidades más comunes se producen por la irradiación con dosis altas de la piel (eritemas, descamación de la piel, hiperpigmentación y telangiectasia)^{6,7} y con dosis medias-altas de los pulmones^{8,9} (neumonitis o fibrosis pulmonar).

Por otra parte, el uso de radioterapia de intensidad modulada, especialmente VMAT, presenta también una desventaja importante frente a la 3DCRT, ya que genera una distribución de dosis absorbidas bajas en zonas que no se desea tratar. Este baño de dosis absorbidas bajas (≤ 10 Gy) a las que se somete a la paciente aumenta la probabilidad de sufrir efectos estocásticos, cuya incidencia no tiene una dosis absorbida umbral pero cuya probabilidad se incrementa con la dosis integral recibida. Además pese a reducirse el volumen de órganos sanos que recibe una dosis alta, la dosis absorbida promedio que reciben determinados órganos, como pulmones y corazón, puede ser superior.^{2,10}

En el caso concreto de las pacientes con cáncer de mama, la supervivencia a largo plazo es elevada. En Europa norte, central y sur la supervivencia neta a 5 años se encuentra entre el 82 y el 85%, mientras que es algo inferior en USA (84%) y en Europa del este (72%). En casos de enfermedad localizada esta cifra asciende hasta el 99%.^{11,12} Estos datos de supervivencia, unidos al hecho de que en mama las toxicidades agudas asociadas a la radioterapia, excepto en la piel, son infrecuentes,^{13,14} hacen que a la hora de escoger la técnica de tratamiento para cada paciente sea necesario valorar las consecuencias a largo plazo de las dosis absorbidas bajas, y la posible aparición de toxicidades crónicas.¹⁵

El objetivo del presente trabajo es evaluar las consecuencias que puede acarrear la distinta forma que tiene de distribuirse la dosis sobre los órganos de riesgo con la planificación 3DCRT en comparación con la planificación mediante VMAT. Para ello se comparan,

en primer lugar, los criterios puramente dosimétricos de planificaciones clínicas de pacientes con cáncer de mama realizadas en nuestros centros con ambas técnicas. En segundo lugar se realiza una estimación del exceso de riesgo que conlleva, en cuanto a la formación de tumores radioinducidos y episodios cardiovasculares severos se refiere, el incremento del volumen irradiado con dosis bajas que implica el uso de VMAT.

Material y método

Se han analizado de forma consecutiva un total de 80 dosimetrías clínicas de pacientes con cáncer de mama tratadas durante los años 2018 y 2019, siendo 40 de ellas tratamientos de mama izquierda y las 40 restantes tratamientos de mama derecha. Las dosimetrías clínicas se realizaron con el sistema de planificación de radioterapia Raystation de RaySearch (RaySearch Laboratories, Estocolmo, Suecia). La mitad de las planificaciones evaluadas se realizaron con 3DCRT y la otra mitad con VMAT, y todos los haces y arcos utilizados tienen energía de 6 MV.

El procedimiento seguido en nuestro centro a la hora de abordar el tratamiento de las pacientes subsidiarias de recibir radioterapia sobre la mama y las cadenas ganglionares sin inclusión de la cadena de la mamaria interna, es iniciar por defecto la dosimetría clínica mediante técnica de 3DCRT. Tras realizar una primera aproximación del tratamiento, estableciendo la posición del isocentro y de los dos haces tangenciales, se evalúa si es posible cumplir los límites de dosis absorbida establecidos para los órganos de riesgo (OAR), tabla 1. Los valores mostrados en dicha tabla fueron establecidos por consenso en nuestro servicio basándose en el documento RTOG-1005, en las recomendaciones del Grupo Español de Oncología Radioterápica de Mama (GEORM) y de la Sociedad

Tabla 1. Límites de Dosis absorbida en OAR (RTOG-1005 y GEORM-SESPM).

Mama Contralateral	V4 < 30%
Pulmón Ipsilateral	V16 < 25%
	V8 < 45%
	V4 < 60%
	$D_{media} < 17$ Gy
Pulmón Contralateral	V4 < 10%
	$D_{media} < 6.5$ Gy
Corazón	V16 < 5%
	V8 < 30%
Canal Medular	$D_{media} < 36$ Gy

Tabla 2. Pacientes incluidas en el estudio con y sin boost clasificadas en función de lateralidad y técnica.

	Mama derecha		Mama izquierda	
	3D	VMAT	3D	VMAT
Con BOOST	12	9	11	10
Sin BOOST	8	11	9	10

Española de Senología y Patología Mamaria (SESPM) y en nuestra propia experiencia. En caso de no ser posible mantenerse dentro de estos límites, generalmente por incumplimiento del corazón y/o del pulmón ipsilateral, la dosimetría se realiza mediante técnica de VMAT.

Las pacientes planificadas con técnica VMAT se trataron en los aceleradores Versa e Infinity de Elekta, ambos equipados con el multiláminas Agility (Elekta Instrument AB Estocolmo, Suecia), mientras que las pacientes planificadas con 3DCRT se trataron o bien en los aceleradores citados previamente o bien en el acelerador Oncor de Siemens (Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Alemania).

En cuanto a los volúmenes de tratamiento, se incluye la glándula mamaria o pared de mastectomía y las cadenas ganglionares axilo-supraclaviculares ipsilaterales (excepto la cadena ganglionar mamaria interna).

El PTV de la mama se limita en su parte anterior retrayendo 3 mm desde el externo para excluir la piel y en la parte posterior excluyendo la pared costal.

La dosis prescrita a los PTVs es 40.50 Gy en 15 fracciones de 2.7 Gy. En los tratamientos realizados tras cirugía conservadora se realizó además una sobreimpresión o boost concomitante al que se prescribieron 48 Gy. De las 80 pacientes analizadas aproximadamente la mitad incluían esta sobreimpresión (tabla 2).

El criterio de cobertura mínimo para considerar una dosimetría aceptable es que el 95% del volumen de cada uno de los PTVs esté cubierto por el 95% de la dosis de prescripción ($V95 > 95\%$), aunque generalmente las coberturas alcanzadas se encuentran en valores del 98-99%. Además el volumen que recibe sobredosificaciones del 107% de la dosis de prescripción debe ser inferior al 5% del PTV ($V107 < 5\%$), salvo en el caso de que exista boost concomitante.

Desde el punto de vista dosimétrico, los tratamientos de 3DCRT se planificaron con un isocentro compartido situado entre la mama y la fosa supraclavicular. La mama y axila inferior se trataron con dos haces tangenciales mientras que la irradiación de la fosa y axila superior se realizó con 5 haces con incidencias ipsilaterales. En ambas partes se utilizan segmentos de menor tamaño para homogeneizar la distribución de dosis. En caso de tener boost concomitante la irradiación del mismo se realiza con un mínimo de 3 haces (fig. 1).

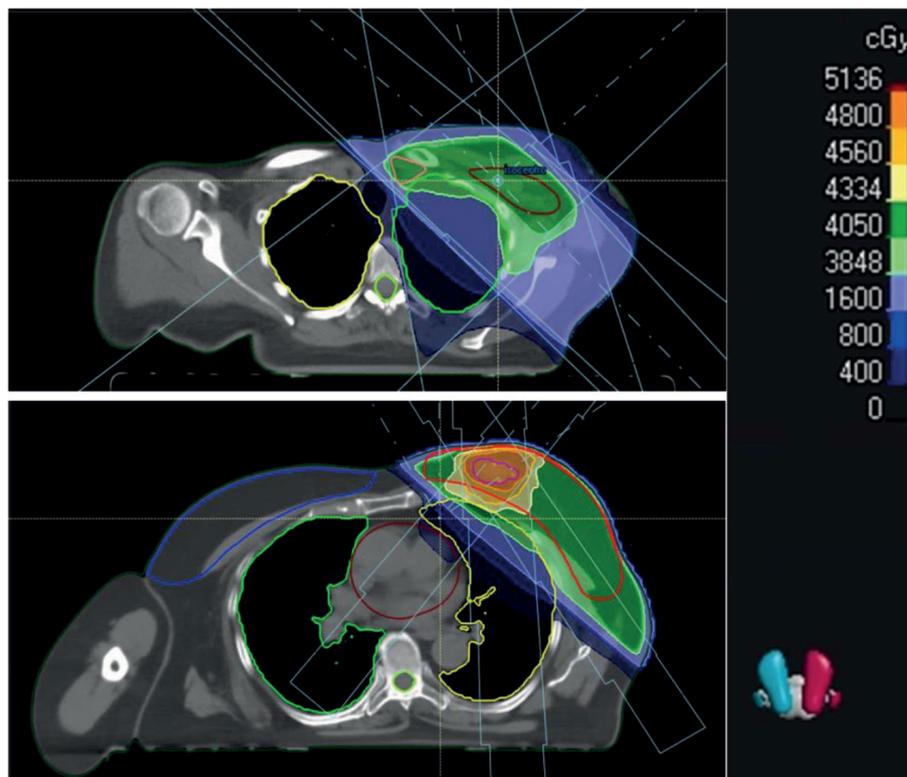


Fig. 1. Distribución de los haces y curvas de isodosis sobre el TAC de una paciente tratada con 3DCRT.

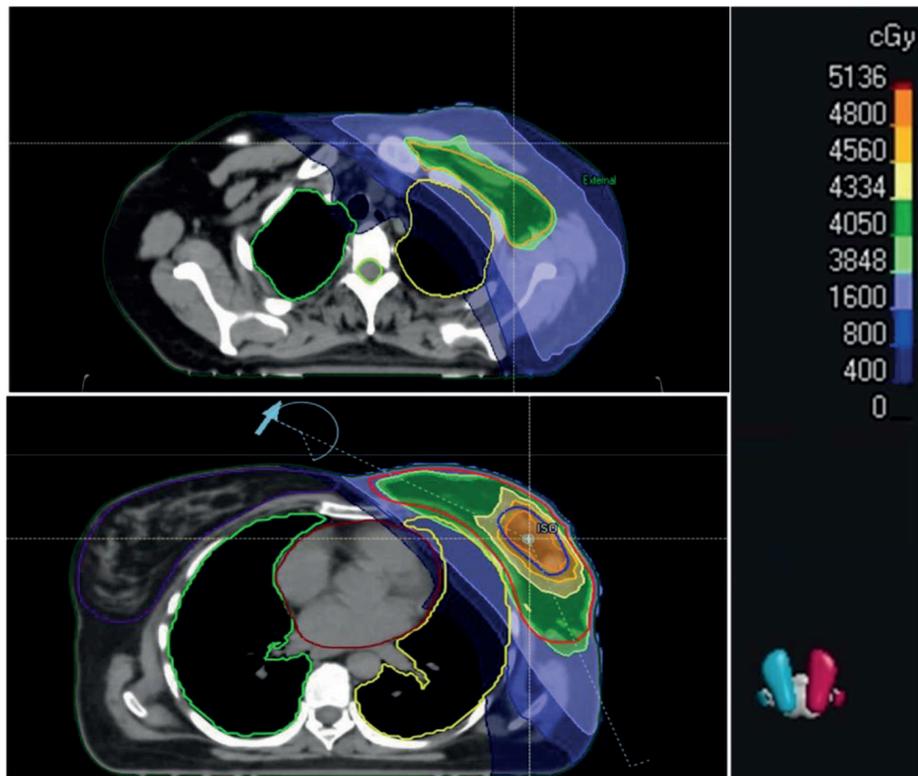


Fig. 2. Esquema de los arcos y curvas de isodosis sobre el TAC de una paciente tratada con VMAT.

Los tratamientos planificados con VMAT se realizaron con dos arcos de aproximadamente 250° , que abarcan desde la incidencia tangencial interna a prácticamente una incidencia posterior. El isocentro en estos casos se sitúa aproximadamente en el punto medio de los volúmenes a tratar en dirección cráneo-caudal, y dentro del PTV de mama (fig. 2).

Con el objetivo de cuantificar las consecuencias que puede tener el aumento de dosis absorbidas bajas que proporciona al paciente el uso de técnicas volumétricas se siguió la metodología de Schneider et al.,^{16,17} según la cual es posible estimar el Exceso de Riesgo Absoluto de desarrollar un segundo tumor sólido tras la radioterapia (EAR por 10 000 personas y año) a partir de la dosis equivalente en órgano (OED),

$$EAR = EAR_0 \cdot OED \quad (1)$$

siendo EAR_0 , el exceso absoluto de riesgo de cáncer radioinducido para el órgano específico a dosis absorbidas bajas, por 10 000 personas por Gy y año. Este parámetro incluye una dependencia con la edad actual, la edad en el momento de la exposición y el sexo de la persona irradiada.

El EAR_0 se podría estimar individualmente para cada paciente, teniendo en cuenta su edad actual y la edad en el momento del tratamiento, sin embargo esa

manera de proceder nos llevaría a una gran dispersión en los valores del EAR, ya que las pacientes seleccionadas no se irradiaron con edades similares. Para reducir esta variabilidad y evaluar solamente la influencia de la distribución de dosis recibida por los órganos de riesgo, consideraremos para todos los casos el mismo EAR_0 , que correspondería a mujeres de 70 años que recibieron el tratamiento cuando tenían 30 años.¹⁸ Para ese caso, los EAR_0 estimados a partir de los datos de supervivientes a las bombas atómicas y corregidos para adecuar de las características de la población japonesa a las de la población occidental son 8.2 para la mama contralateral y 8.0 para los pulmones.^{19,20}

La estimación de la OED puede realizarse con distinto modelos. Para dosis absorbidas inferiores a 2 Gy, se puede considerar que el número de células que mutan y dan lugar a un crecimiento tumoral es proporcional a la dosis absorbida recibida, y por tanto la relación entre tumores radioinducidos y dosis absorbida recibida sigue un comportamiento lineal. Sin embargo, para dosis absorbidas superiores a 2 Gy, la relación dosis-respuesta para carcinogénesis ya no se comporta de modo lineal, debido a la muerte celular y la esterilización de parte de las células mutadas. Además en un modelo de OED aplicado en radioterapia debe tenerse en cuenta la influencia del fraccionamiento de la dosis y la reparación y repoblación celular.

En este trabajo la OED se ha estimado con tres modelos, linear-exponencial, plateau y un modelo mecánico más completo descritos en los trabajos de Schneider et al.^{20,21}

El modelo linear-exponencial considera que la probabilidad de muerte celular aumenta exponencialmente con la dosis, y limita por tanto de esta manera el crecimiento lineal de la probabilidad de desarrollar tumores radioinducidos con la dosis recibida.

$$\text{OED}_{L-E} = \frac{1}{V} \sum_i V(D_i) \cdot D_i \cdot e^{-\alpha' \cdot D_i} \quad (2)$$

El modelo plateau asume que, tras el crecimiento lineal de la OED con la dosis absorbida, se alcanza una zona de plateau debido al equilibrio entre la muerte celular y los efectos de recuperación

$$\text{OED}_{\text{plateau}} = \frac{1}{V} \sum_i V(D_i) \cdot (1 - e^{-\alpha' \cdot D_i}) / \alpha' \quad (3)$$

El modelo mecánico incluye además la influencia del número de fracciones a la hora de tener en cuenta la repoblación y reparación celular

$$\text{OED}_{\text{mecánico}} = \frac{1}{V} \sum_i V(D_i) \cdot \frac{e^{-\alpha' D_i}}{\alpha' R} \cdot [1 - 2R + R^2 e^{\alpha' D_i} - (1 - R)^2 e^{-\alpha' R D_i / (1 - R)}] \quad (4)$$

En las ecuaciones 2-4, $V(D_i)$ representa el volumen de órgano que recibe una dosis D_i y V es el volumen total del órgano.

El parámetro R representa la repoblación celular, siendo $R = 0$ la ausencia de repoblación/reparación celular entre fracciones y $R = 1$ la repoblación/reparación total. Por otra parte α' representa los efectos de destrucción celular y se define utilizando el modelo linear cuadrático

$$\alpha' = \alpha + \beta \frac{D}{N} \quad (5)$$

siendo N el número de fracciones y asumiendo un valor de $\alpha/\beta = 3$ para todos los tejidos.

Los parámetros α y R que se utilizar en el cálculo de los OED no son únicos. En la literatura se encuentran valores de ajuste diferentes extraídos a partir de distintos conjuntos de pacientes de Hodgkin tratados con radioterapia.^{20,22,23} En este estudio utilizamos los parámetros los parámetros más recientes proporcionados por Schneider (ver tabla 3).²⁰

Tabla 3. Parámetros utilizados en el cálculo de la OED.

	L-E	Plateau	Mecánico	
	α (Gy ⁻¹)	α (Gy ⁻¹)	R	α (Gy ⁻¹)
Mama	0.041	0.115	0.15	0.044
Pulmón	0.022	0.056	0.83	0.042

En las pacientes de mama izquierda además se realizó una estimación del Exceso de Riesgo Acumulado (CER) de sufrir un episodio cardiovascular severo (ACE, *Acute Coronary Event*) en los 9 años posteriores a recibir el tratamiento radioterápico en función de la dosis absorbida media recibida por el corazón, entendiéndose como ACE un diagnóstico de infarto de miocardio, revascularización coronaria o muerte por enfermedad isquémica.

Para ello se utilizan las expresiones presentadas por Bogaard et al.²⁴ (ecuaciones 6-9). El modelo incluye, además de la dosis media del corazón, la influencia de la edad de la paciente en el momento del tratamiento y la existencia de factores de riesgo para ACE previos a la irradiación (historial de enfermedad isquémica, hipertensión, embolismo pulmonar, diabetes, hábito tabáquico o sobrepeso). En el citado trabajo de Bogaard se validaban los resultados de Darby et al.²⁵ respecto a la dependencia de la probabilidad de ACE con la dosis absorbida media a corazón, y por tanto seguía su metodología, considerando los factores previos de riesgo como una variable booleana: 0 si no existen factores de riesgo previos y 1 si existía uno o más de estos factores. En el mismo trabajo presentaban un modelo predictivo más avanzado, que no depende de la dosis media sino del volumen de ventrículo derecho que recibe 5 Gy, y que incluye además una ponderación de los factores de riesgo previos. Nosotros hemos utilizado el modelo inicial, dependiente de dosis media, ya que es la magnitud que tenemos evaluada en nuestras dosimetrías.

Se define un factor predictivo linear, LP, como

$$\text{LP} = 0.153 \cdot D_{\text{media}} + 0.087 \cdot E + 1.82 \cdot R \quad (6)$$

donde la D_{media} se expresa en Gy, la edad E en años y R (0 o 1) representa los factores de riesgo de ACE previos al tratamiento.

La Incidencia Acumulada de ACE en los 9 años posteriores al tratamiento se calcula mediante

$$\text{CI}_{9 \text{ años}} = 1 - e^{-0.000025 \cdot e^{\text{LP}}} \quad (7)$$

y por tanto el Exceso de Riesgo Absoluto debido a la existencia de un tratamiento radioterápico se puede estimar con

$$\text{CEAR}_{9 \text{ años}} = \text{CI}_{9 \text{ años}} - \text{CI}_{9 \text{ años}, 0 \text{ Gy}} \quad (8)$$

y el Exceso de Riesgo Relativo sería

$$\text{CERR}_{9 \text{ años}} = \text{CI}_{9 \text{ años}} / \text{CI}_{9 \text{ años}, 0 \text{ Gy}} - 1 \quad (9)$$

Para cada paciente se exportó el histograma dosis volumen a una base de datos para su almacenamiento y explotación como se describe a continuación. Los parámetros dosimétricos evaluados son: los volúmenes de cobertura (V95) y sobredosificaciones (V107) de los PTVs, en el corazón la dosis absorbida media (D_{media}), dosis que recibe el 2% del volumen ($D_{2\%}$) y el volumen que recibe 4, 8 y 16 Gy (V4, V8, y V16) y en el pulmón ipsilateral la D_{media} y V16. Además se

calcula el EAR, considerando la contribución de la OED de la mama contralateral y de ambos pulmones y en casos de mama izquierda se calculan el $\text{CERR}_{9 \text{ años}}$ y el $\text{CEAR}_{9 \text{ años}}$.

Se ha evaluado también la dosis absorbida media y máxima (definida como dosis que recibe el 1% del volumen) para la arteria descendente anterior (DA), sin embargo tanto la delimitación de la misma como la evaluación de la dosis se realizó a posteriori, no teniendo en cuenta este órgano durante la planificación.

Resultados

La cobertura y sobredosificaciones obtenidas con los dos tipos de planificación son muy similares, como se puede ver en las tablas 4-5 y la fig. 3a, y no justifica por sí sola la elección de una técnica sobre la otra.

Se encuentra que el V107 en la mama en tratamientos con boost integrado es menor con VMAT, debido a la mayor conformación de la dosis prescrita al

Tabla 4. Porcentajes de PTVs cubiertos por el 95% y el 107% de las dosis de prescripción en tratamientos sin boost.

			PTV MAMA	PTV AXILA	PTV FOSA
MAMA IZQUIERDA	3 DCRT	V95 (%)	97.0 ± 1.4	98.0 ± 1.8	97.7 ± 1.3
		V107 (%)	0.5 ± 0.9	0.4 ± 0.8	0.1 ± 0.2
	VMAT	V95 (%)	96.7 ± 1.5	98.8 ± 1.2	98.8 ± 1.1
		V107 (%)	1.1 ± 1.0	0.7 ± 1.4	2 ± 4
MAMA DERECHA	3 DCRT	V95 (%)	98.3 ± 1.2	98.2 ± 0.8	98.7 ± 0.8
		V107 (%)	0.11 ± 0.12	0.2 ± 0.4	0.1 ± 0.1
	VMAT	V95 (%)	97.0 ± 1.4	98.1 ± 1.4	98.6 ± 1.0
		V107 (%)	1.3 ± 1.5	0.3 ± 0.7	0.09 ± 0.14

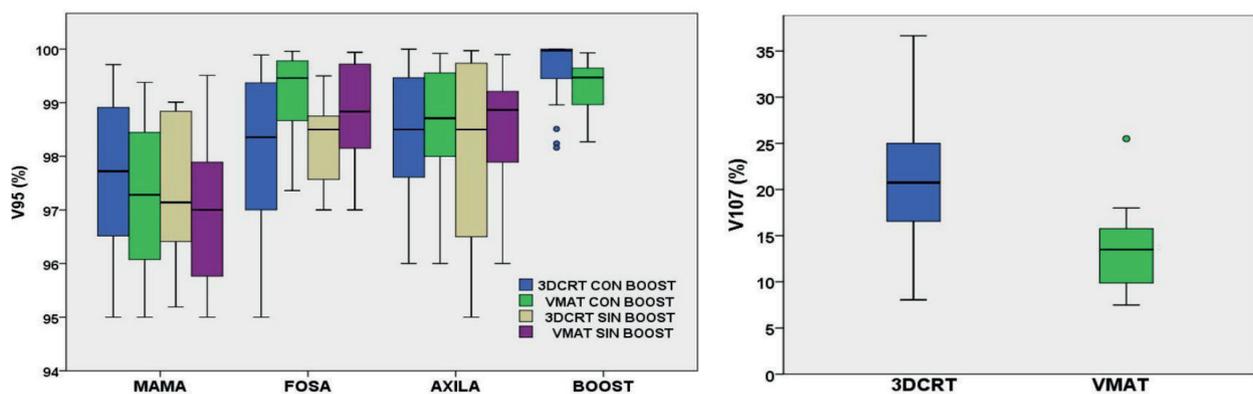


Fig. 3. a) Volúmenes de cobertura (V95) de los PTVs para casos con y sin boost, planificados con 3DCRT y VMAT. b) Volumen de sobredosificación (V107) de mama, para casos con boost, planificados con 3DCRT y VMAT.

Tabla 5. Porcentajes de PTVs cubiertos por el 95% y el 107% de las dosis de prescripción en tratamientos con boost.

			PTV MAMA	PTV AXILA	PTV FOSA	PTV BOOST
MAMA IZQUIERDA	3 DCRT	V95 (%)	97.8 ± 1.4	98.8 ± 1.1	98.1 ± 1.2	99.6 ± 0.6
		V107 (%)	23 ± 15	0.4 ± 1.0	0.1 ± 0.3	0 ± 0
	VMAT	V95 (%)	97.3 ± 1.5	99.0 ± 0.7	99.5 ± 0.5	99.0 ± 1.4
		V107 (%)	14 ± 5	0.6 ± 1.1	0.2 ± 0.3	0.1 ± 0.3
MAMA DERECHA	3 DCRT	V95 (%)	97.6 ± 1.2	98.2 ± 1.2	97 ± 4	99.7 ± 0.7
		V107 (%)	21 ± 7	2 ± 3	0.2 ± 0.5	0.00 ± 0.01
	VMAT	V95 (%)	97.1 ± 1.1	98.1 ± 1.2	98.8 ± 0.9	99.1 ± 1.1
		V107 (%)	16 ± 10	0.7 ± 1.4	1.3 ± 1.6	0.1 ± 0.4

Tabla 6. Estadística de dosis absorbidas recibidas por el corazón en tratamientos de mama izquierda.

	CORAZÓN				
	D_{media} (Gy)	$D_{2\%}$ (Gy)	V4 (%)	V8 (%)	V16 (%)
3 DCRT	2.6 ± 0.8	26 ± 11	11 ± 6	4.8 ± 1.9	3.3 ± 1.4
VMAT	4.8 ± 0.9	18 ± 5	46 ± 18	13 ± 6	2.8 ± 1.4
<i>p</i>	< 0.001	0.011	< 0.001	< 0.001	0.251

Tabla 7. Estadística de dosis absorbidas recibidas por la DA en tratamientos de mama izquierda.

	ARTERIA DESCENDIENTE ANTERIOR	
	D_{media} (Gy)	D_{max} (Gy)
3 DCRT	8 ± 5	25 ± 13
VMAT	9 ± 4	20 ± 7
<i>p</i>	0.141	0.346

Tabla 8. Estadística de dosis absorbidas recibidas por el pulmón ipsilateral.

	PULMÓN IPSILATERAL			
	MAMA IZQUIERDA		MAMA DERECHA	
	D_{media} (Gy)	V16 (%)	D_{media} (Gy)	V16 (%)
3 DCRT	9.5 ± 1.2	21 ± 3	9.8 ± 1.3	21 ± 4
VMAT	7.9 ± 1.6	17 ± 5	8.2 ± 0.9	18 ± 3
<i>p</i>	< 0.001	0.002	< 0.001	0.002

boost alrededor del mismo. Sin embargo la variabilidad es muy alta, debido entre otras cosas a los distintos tamaños del PTV Boost de cada una de las pacientes, así que no es un resultado que proporcione una información relevante (fig. 3b).

Los criterios dosimétricos que se han evaluado en corazón, arteria DA y pulmones ipsilaterales se recogen en las tablas 6, 7 y 8. Los resultados obtenidos con ambas técnicas han sido comparados mediante un Test U de Mann-Whitney, siendo el nivel de significancia 0.05. Por tanto, los parámetros dosimétricos en los que el test arroja valores de *p* inferiores a 0.05 presentan una diferencia entre ambos grupos estadísticamente significativa.

Los valores de exceso de riesgo relativo, $CERR_{9 años}$, y el exceso de riesgo absoluto, $CEAR_{9 años}$, de sufrir un

ACE en los 9 años posteriores a la radioterapia en pacientes con tratamiento de mama izquierda para las dos técnicas se muestran en la tabla 9. Se ha agrupado los resultados por década de edad de la paciente en el momento del tratamiento y por la existencia o ausencia de factores de riesgo de ACE previos respectivamente.

En la tabla 10 se recogen las OED calculadas para la mama contralateral y ambos pulmones con los distintos modelos, distinguiendo entre tratamientos de mama izquierda y de mama derecha. Dado que los valores que encontramos para ambas lateralidades son muy similares, en la tabla 11 se muestra el EAR calculado para mama contralateral y pulmones y el

Tabla 9. CERR_{9 años} y CEAR_{9 años} promedio en función de la técnica de irradiación, agrupados por edad o por la existencia de factores de riesgo previos al tratamiento.

		CERR _{9 años} (%)		CEAR _{9 años} (%)	
		3D	VMAT	3D	VMAT
Rango de edad en el momento del tratamiento (años)	40	32 ± 13	90 ± 30	0.14 ± 0.15	0.16 ± 0.17
	50	53 ± 12	130 ± 30	0.11 ± 0.05	0.6 ± 0.7
	60	72 ± 11	106 ± 12	0.33 ± 0.09	2 ± 2
	70	52 ± 15	104 ± 20	0.7 ± 0.3	4 ± 4
Factores de riesgo previos	NO	49 ± 18	110 ± 30	0.3 ± 0.3	0.3 ± 0.3
	SÍ	46 ± 16	110 ± 19	0.28 ± 0.13	3 ± 3
Todas las pacientes		49 ± 18	110 ± 30	0.3 ± 0.3	1.3 ± 1.9
<i>p</i>		< 0.001		0.064	

Tabla 10. OED (Gy) calculados para ambas lateralidades, técnicas y con los tres modelos descritos.

			OED Mama Contralateral	OED Pulmón Contralateral	OED Pulmón Ipsilateral
MAMA IZQUIERDA	3 DCRT	L-E	0.5 ± 0.2	0.54 ± 0.14	4.1 ± 0.4
		Plateau	0.5 ± 0.2	0.54 ± 0.14	4.1 ± 0.4
		Mecánico	0.5 ± 0.2	0.53 ± 0.14	4.1 ± 0.4
	VMAT	L-E	1.9 ± 0.8	2.0 ± 0.3	4.5 ± 0.5
		Plateau	1.8 ± 0.7	1.9 ± 0.3	4.4 ± 0.4
		Mecánico	1.9 ± 0.8	1.9 ± 0.3	4.4 ± 0.4
MAMA DERECHA	3 DCRT	L-E	0.5 ± 0.2	0.65 ± 0.16	4.3 ± 0.4
		Plateau	0.4 ± 0.2	0.64 ± 0.16	4.4 ± 0.4
		Mecánico	0.5 ± 0.2	0.63 ± 0.15	4.3 ± 0.4
	VMAT	L-E	1.9 ± 0.6	1.7 ± 0.4	4.5 ± 0.5
		Plateau	1.8 ± 0.6	1.7 ± 0.4	4.4 ± 0.4
		Mecánico	1.9 ± 0.6	1.6 ± 0.4	4.3 ± 0.4

Tabla 11. EARs expresado en casos por 10 000 pacientes por año, promediando tratamientos de mama izquierda y derecha.

		EAR Mama Contralateral	EAR Pulmón Contralateral	EAR Pulmón Ipsilateral	EAR Total
3 DCRT	L-E	3.9 ± 1.2	4.8 ± 0.9	34 ± 2	42 ± 3
	Plateau	3.8 ± 1.2	4.7 ± 0.9	34 ± 2	44 ± 2
	Mecánico	3.9 ± 1.2	4.6 ± 0.8	34 ± 2	43 ± 3
VMAT	L-E	16 ± 4	14.6 ± 1.9	36 ± 3	66 ± 5
	Plateau	15 ± 4	14.3 ± 1.8	35 ± 3	64 ± 3
	Mecánico	15 ± 4	13.9 ± 1.8	35 ± 2	64 ± 5

Tabla 12. Niveles de significancia obtenidos con el Test U de Mann-Whitney para los conjuntos de datos de EAR calculados en tratamientos con 3DCRT y VMAT.

		EAR Mama Contralateral	EAR Pulmón Contralateral	EAR Pulmón Ipsilateral	EAR Total
<i>p</i>	L-E	< 0.001	< 0.001	0.004	< 0.001
	Plateau	< 0.001	< 0.001	0.196	< 0.001
	Mecánico	< 0.001	< 0.001	0.607	< 0.001

EAR total, considerando en conjunto los tratamientos de mama izquierda y derecha.

Discusión

La cardiotoxicidad asociada a los tratamientos con radioterapia es un asunto controvertido. La mayoría de las pacientes con cáncer de mama que requieren radioterapia en las cadenas ganglionares también precisan quimioterapia, que generalmente incluye en sus esquemas agentes con conocidos efectos cardiotoxicos como las antraciclinas.²⁶ Además habitualmente estos tratamientos se combinan con la administración de anticuerpos monoclonales como el Trastuzumab (Herceptin®) que también contribuyen a la toxicidad cardíaca, especialmente si se administran de forma concomitante²⁷ o la paciente presenta factores de riesgo previos como un índice de masa corporal elevado.^{28,29} Por todo ello, es complicado predecir a largo plazo qué parte de los efectos cardiacos son achacables a un tratamiento u otro.

Darby et al.,²⁵ en 2013 relacionaban de manera lineal la dosis absorbida media recibida por el corazón con el riesgo de sufrir un ACE. En este estudio, basado en tratamientos de mama de 2168 mujeres entre 1958-2001 en Suecia y Dinamarca, encontraban un aumento relativo de la incidencia acumulada de ACE (CERR) del 7.4% por cada Gy de dosis absorbida media que recibe el corazón, siendo este porcentaje de aumento similar para mujeres con y sin factores de riesgo previos. Además encontraban que el mayor incremento del riesgo se produce en los primeros años tras la radioterapia, con CERR = 16.3% por Gy en los primeros 4 años post tratamiento y 15.5% por Gy en los siguientes 5-9 años) y que éste continúa hasta pasados más de 20 años tras la irradiación (8.2% por Gy de 20 años en adelante). El estudio de Darby cuenta con una limitación importante, ya que gran parte de las pacientes incluidas en el mismo fueron en realidad tratamientos 2D, en los que no se realizaba un TAC de simulación, y por tanto la evaluación de la dosis impartida a órganos de riesgo fue realizada a posteriori con una reconstrucción de los haces sobre un TAC de paciente con anatomía estándar.

Otros estudios posteriores al de Darby devuelven resultados en la misma línea, encontrando por ejemplo que la incidencia relativa de infarto de miocardio aumenta linealmente un 6.4% por Gy de dosis absorbida media al corazón, incluso que dicha respuesta no se modifica significativamente con los porcentajes de dosis-volumen que recibe el corazón completo (Jacobse et al.³⁰), o que existe un aumento de la mortalidad debida a eventos cardiacos de 0.04% por Gy a 10 años (Taylor et al.³¹)

Posteriormente Bogaard et al.,²⁴ en un estudio en 2017 validaban los resultados de Darby con un conjunto independiente de pacientes, en las cuales se disponía ya de CT y de distribución de dosis tridimensional. Para ello utilizan un modelo predictivo en el cual incluyen, además de la dosis media, la edad y factores de riesgo para ACE previos a la radioterapia. Éste modelo es el que hemos utilizado en este trabajo para cuantificar los posibles daños producidos al corazón. En dicho estudio encontraban un aumento promedio relativo del 16.5% en la incidencia acumulada de ACE por Gy de dosis media absorbida por el corazón en los primeros 9 años tras el tratamiento, lo cual es consistente con los valores proporcionados por Darby.

En nuestro trabajo encontramos que la dosis absorbida alta que recibe el corazón, evaluada como el valor que recibe el 2% del volumen ($D_{2\%}$) se reduce en casi 10 Gy con VMAT, con $p < 0.011$. Sin embargo la dosis absorbida media del mismo aumenta en 2.2 Gy ($p < 0.001$), ya que hay un aumento del volumen de corazón que recibe dosis absorbidas bajas, como se puede ver reflejado tanto en el V4 ($p < 0.001$) como en el V8 ($p < 0.001$). La aparente disminución del volumen alcanzado con 16 Gy en los casos con VMAT no alcanza en cambio niveles significativos (fig. 4).

En la tabla 9 vemos que el valor promedio total del exceso de riesgo relativo, $CERR_{9 \text{ años}}$, que obtenemos es bastante superior con VMAT (110%) que con 3DCRT (49%) con $p < 0.001$, lo cual concuerda razonablemente bien con los resultados presentados por Bogaard, que encontraba un aumento promedio del $CERR_{9 \text{ años}}$ de 16.6% por Gy de dosis absorbida media. El valor del exceso de riesgo absoluto, $CEAR_{9 \text{ años}}$, aumenta de 0.3% a 1.3% al utilizar VMAT (Bogaard encontraba 1.13%), lo cual implicaría que de cada 100 pacientes

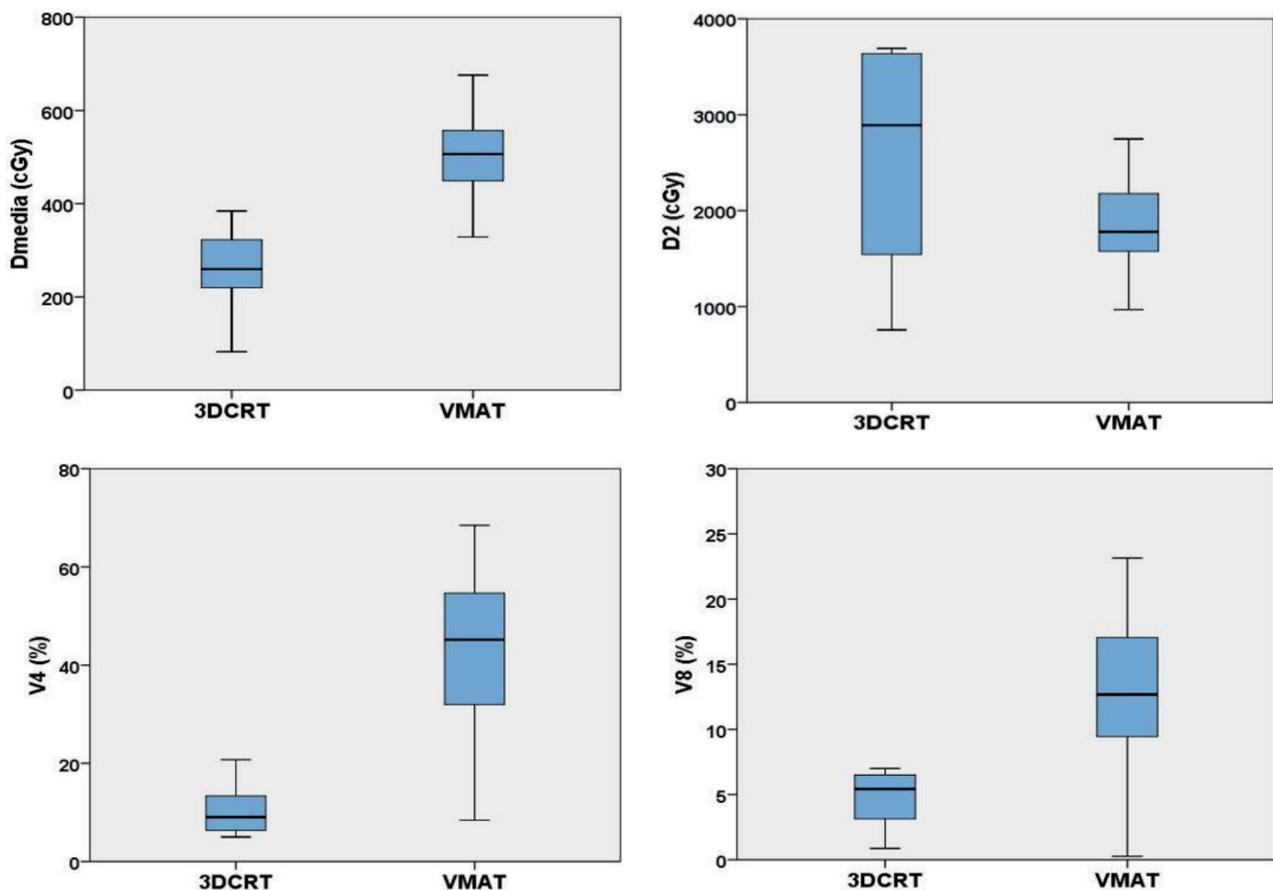


Fig. 4. Representación gráfica de los parámetros dosimétricos de corazón en los que la diferencia entre las dos técnicas de irradiación es estadísticamente significativa.

tratadas con radioterapia con VMAT, una de ellas sufriría un ACE debido a la radiación en los siguientes 9 años que no hubiera sufrido de haberse tratado con 3DCRT. Sin embargo no podemos decir que este aumento sea estadísticamente significativo ($p = 0.064$).

Pese que los resultados son consistentes con lo que encontramos en la literatura, tenemos que la dispersión de resultados es muy elevada, como podemos ver en la fig. 5, ya que depende de forma muy importante tanto de la edad de la paciente como de la existencia de factores de riesgo previos, y el número de pacientes que tenemos en cada uno de los subgrupos no es suficiente para obtener resultados significativos de cada sector.

Cabe destacar que, pese a que los resultados de Bogaard ratifican los hallazgos iniciales de Darby y por tanto existencia de una dependencia de los AEC con la dosis media recibida por el corazón, ambos trabajos mantienen una limitación importante que es que se basan en distribuciones de dosis 3DCRT, muy inhomogéneas en el corazón. Es decir los valores de dosis media corresponden con dosis altas en la parte más cercana a la mama y prácticamente dosis nula en el resto. No hay hasta la fecha, hasta donde llega nues-

tro conocimiento, evidencia de que esa relación sea extensible directamente a una distribución de dosis más homogénea pero de valores más bajos.

Por otra parte, diversos autores hacen hincapié en el hecho de que, dado que la morbilidad predominante es la cardiopatía isquémica, pueden ser las arterias coronarias, y en concreto la DA, las estructuras más críticas a la hora de inducir morbilidad coronaria.³² En este caso se preguntan si la dosis absorbida media al corazón es un parámetro a tener en cuenta, ya que no refleja la heterogeneidad de la irradiación y los posibles puntos calientes de dosis absorbida que pueda haber en estructuras críticas, como la DA. En esta línea, Correa et al.,³³ realizaron un estudio sobre el aumento en las anomalías reveladas en un test de estrés realizado a pacientes 12 años tras el tratamiento frente a pacientes no tratadas. El 59% en las pacientes de mama izquierda presentaban anomalías en el test mientras que solamente aparecían en un 8% de las de mama derecha. Además el 70% de dichas anomalías se encontraba en la zona de la arteria descendente anterior, por lo que concluyen que técnicas modernas de irradiación, como la VMAT, podrían reducir este riesgo de daño cardíaco.

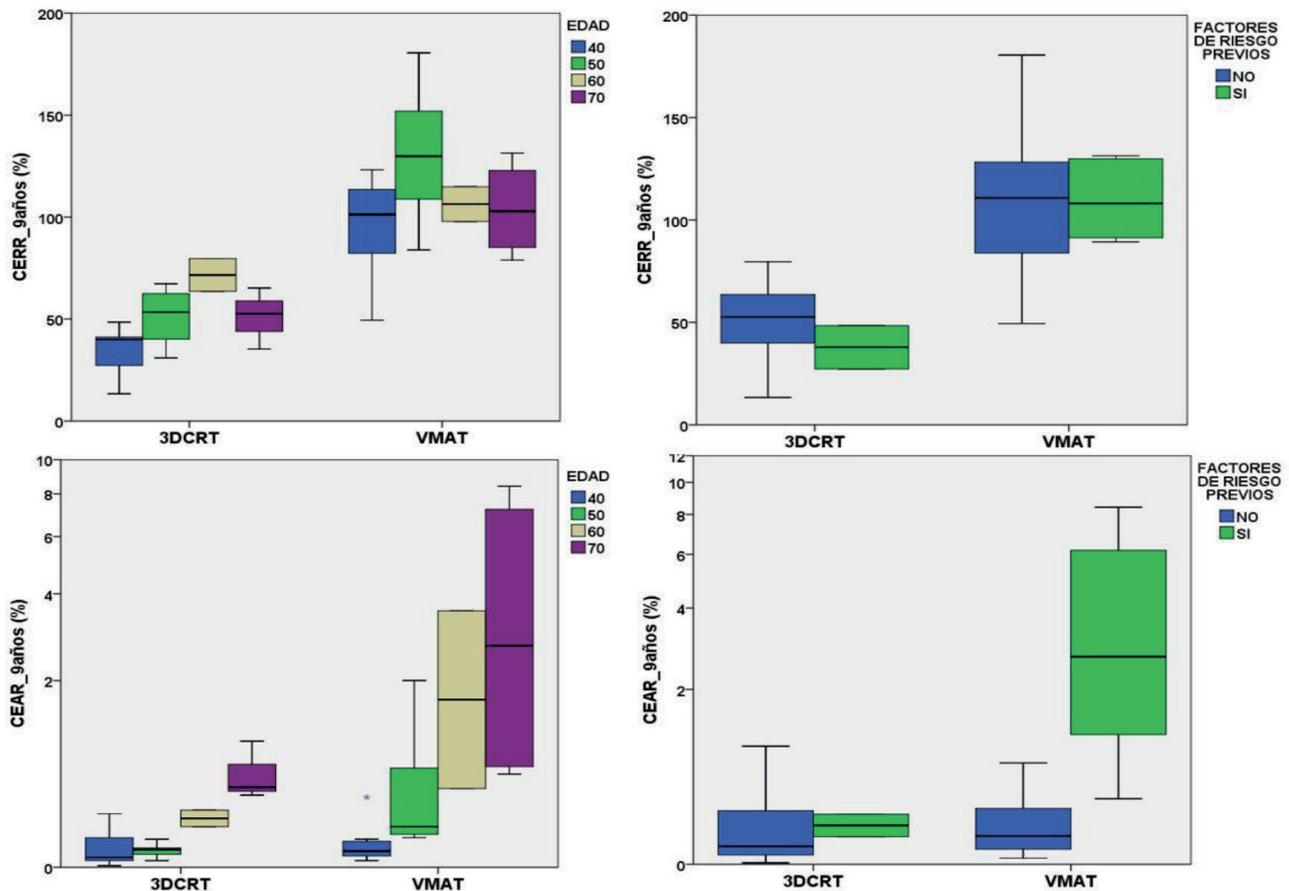


Fig. 5. CERR_{9 años} y CEAR_{9 años} en % representados en función de la técnica de irradiación, agrupados por edad en el momento del tratamiento y por la existencia o no de factores de riesgo previos al tratamiento.

Algunos autores^{34,35} establecen una correlación entre los parámetros dosimétricos del corazón y los de la DA, llegando incluso a asegurar que no es necesaria su delimitación pese a no negar su importancia. Sin embargo esta correlación solamente sería válida de nuevo para el caso de planificaciones 3DCRT con haces tangenciales, ya que está basada en la geometría de la irradiación. Otros en cambio no encuentran dicha correlación y concluyen que para minimizar el riesgo de eventos cardiovasculares es necesaria la evaluación tanto de la dosis absorbida media al corazón como de la dosis absorbida media a la DA.³⁶

A día de hoy no existen recomendaciones de consenso sobre la limitación de dosis que se debe aplicar en la DA. En 2009 el grupo DBCG (*Danish Breast Cancer Cooperative Group*) recomendó una $D_{max} < 20$ Gy,³² en otros trabajos se habla de valores críticos de $D_{media} < 19$ Gy³⁵ o $V20 < 10\%$.³⁶ Estos límites no solamente no están estandarizados sino que además deben leerse con precaución, ya que los criterios de delimitación de la DA no son únicos.

Nuestros resultados en éste órgano corresponden con una disminución en la dosis absorbida máxima de

5 Gy (de 25 a 20 Gy) y un valor muy similar para ambas técnicas de la dosis absorbida media (8-9 Gy), sin embargo no se encontró en ninguno de los dos casos que la dependencia con la técnica fuera significativa (tabla 7). En todo caso, como ya se ha comentado previamente, la DA se delimitó en nuestras pacientes a posteriori, y por tanto no fue tenida en cuenta como órgano de riesgo en la optimización. Considerando el hecho de que en nuestras pacientes encontramos con VMAT una disminución promedio de casi de 10 Gy en el $D_{2\%}$, del corazón, es decir, una dosis inferior en la zona más cercana a la mama que precisamente la zona en la que se encuentra la DA, parece razonable pensar que en no sería complicado reducir la dosis en la DA en el momento que se incluya en el proceso de optimización.

El otro órgano de riesgo en el que la variación de la distribución de dosis absorbida es relevante es el pulmón ipsilateral. Al igual que ocurre en el corazón, pasamos de tener una distribución en la que gran parte del pulmón recibe una dosis absorbida bastante alta a una distribución con menos dosis absorbidas altas pero en la que prácticamente todo el pulmón recibe dosis absorbidas bajas.

La radiotoxicidad más frecuente en el pulmón es la neumonitis r dica, una toxicidad considerada como temprana-intermedia, que se desarrolla entre 6 a 21 semanas tras el tratamiento y que ocasionalmente puede acabar en una fibrosis pulmonar. Su incidencia sin embargo está muy influenciada por factores externos a la radioterapia, como la administración de quimioterapia, edad, o hábitos de la paciente como el tabaquismo. Al igual que ocurre con la cardiotoxicidad, a la hora de evaluar la toxicidad pulmonar hay otros factores implicados en el tratamiento, como por ejemplo el empleo de fármacos como los taxanos, que tienen una relación conocida con la aparición de neumonitis,^{37,38} y que hacen que no sea inmediato establecer una relación causa efecto entre neumonitis y dosis de radiación absorbida en los pulmones.

El porcentaje de pulmón irradiado con dosis absorbidas intermedias (V20 a fraccionamiento convencional) y la dosis absorbida media de pulmón son los parámetros dosimétricos que mayor correlación guardan con la toxicidad pulmonar, tanto clínica, como radiológica y fisiológica.^{39,40} Goldman et al.⁴¹ afirman no encontrar ningún caso de neumonitis sintomática en pacientes cuyo V20 < 30% y que el V13 es el parámetro mejor correlacionado con cambios radiológicos en el CT y a su vez con la dosis absorbida media del pulmón.

En nuestro estudio nos encontramos que tanto la D_{media} como el V16 del pulmón ipsilateral (equivalente al V20 de fraccionamiento convencional) se reduce de forma significativa en los tratamientos con VMAT (tabla 8). En ambas lateralidades la dosis absorbida media es 1.6 Gy inferior que en los tratamientos 3DCRT ($p < 0.001$) y el V16 disminuye un 4.3% en mama izquierda y un 3.3% en mama derecha ($p < 0.002$). Por lo tanto la probabilidad de desarrollar neumonitis radioinducida, tanto clínica como radiológica, se verá reducida al realizar los tratamientos de mama con VMAT.

Dado que los resultados encontrados en cuanto a estimación del riesgo de desarrollar tumores sólidos radioinducidos son similares con los tres modelos

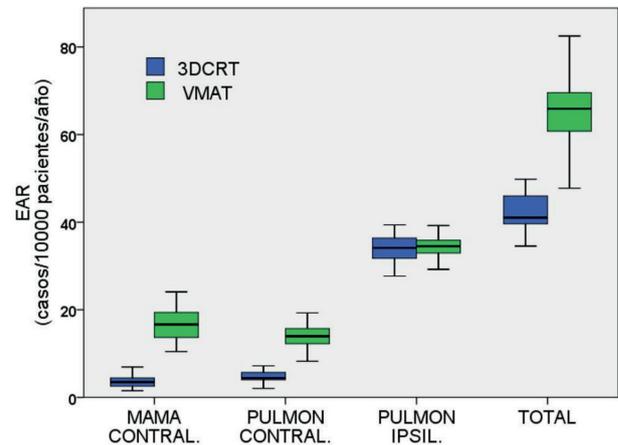


Fig. 6. Exceso Absoluto de Riesgo de cáncer secundario calculado con el modelo mecánico para los distintos órganos de riesgo y técnicas de irradiación.

de OED utilizados (tabla 11), por simplicidad vamos a centrar la discusión en los proporcionados por el modelo mecánico, ya que es el más completo.

El EAR total calculado para las pacientes tratadas con VMAT es significativamente mayor ($p < 0.001$) que en tratamientos 3DCRT. Si evaluamos en conjunto los resultados de ambas lateralidades tenemos que con VMAT el EAR total sufre un aumento de 0.21 puntos porcentuales (p.p.) es decir, de cada 10 000 mujeres tratadas con radioterapia a los 30 años, a la edad de 70 los casos de tumor sólido radioinducido por año serían 21 más si se irradiaron con VMAT que con 3DCRT (fig. 6). Este aumento se produce por la contribución de las dosis absorbidas bajas a la OED de mama y pulmón contralaterales. El EAR en la mama contralateral con VMAT aumenta 0.11 p.p., mientras que el EAR del pulmón contralateral lo haría 0.09 p.p. En cambio la EAR del pulmón ipsilateral se mantiene en valores muy similares para ambas técnicas.

Si nos fijamos en los valores publicados en la literatura encontramos un rango bastante amplio de valores (tabla 13).

Tabla 13. Valores de EAR, estimados con el modelo mecánico, encontrados en la literatura para tratamientos de mama.

	Mama Contralateral		Pulmón Contralateral		Pulmón Ipsilateral	
	3DCRT (*)	VMAT	3DCRT (*)	VMAT	3DCRT (*)	VMAT
Fogliata	1.7 ± 0.4	8.5 ± 1.4	1.4 ± 0.4	7.3 ± 1.3	20 ± 5	22 ± 3
Karpf	3 ± 2	5 ± 2	7 ± 1	12 ± 2	27 ± 2	27 ± 2
Haciislamoglu	4.4 ± 0.7	20 ± 2	3.5 ± 0.6	22 ± 3	28 ± 8	65 ± 5
Este trabajo	3.9 ± 2	15 ± 4	4.6 ± 0.8	13.9 ± 1.8	34 ± 2	35 ± 2

(*) Karpf no estima los valores para 3DCRT sino para IMRT tangencial con 5 -7 haces.

Los trabajos de Fogliata y Karpf estiman el EAR para pacientes de mama izquierda, sin inclusión de cadenas ganglionares, tratadas en inspiración mantenida. Fogliata utiliza un esquema de tratamiento hipofraccionado (40.05 Gy en 15 fracciones) mientras que Karpf sigue un esquema tradicional (50.4 Gy en 28 fracciones). Los valores que presentan para pulmones son compatibles con los que obtenemos en este trabajo, teniendo en cuenta que al incluir cadenas ganglionares el volumen de pulmón irradiado aumenta. Sin embargo en mama los resultados de ambos son bastante inferiores a los nuestros, probablemente debido a que los coeficientes α y R que utilizan para mama están extraídos de²³ mientras que para pulmón utilizan los que publicó posteriormente el mismo Schneider en²⁰, que son los que se han utilizado en este trabajo como reflejábamos en la tabla 3.

Por otra parte Hacıislamoglu et al.⁴² evalúan tratamientos de mama izquierda, sin inclusión de cadenas ganglionares, sin control respiratorio y con un esquema de 50 Gy en 25 fracciones. Los parámetros que utilizan para el cálculo en este caso son los mismos que los nuestros y los valores obtenidos para mama contralateral y pulmón contralateral son muy similares a los presentados con 3DCRT y algo superiores con VMAT. Sin embargo el valor que obtienen en el pulmón ipsilateral con VMAT es muy superior al resto de valores publicados en la literatura y al nuestro, sin que encontremos ningún indicio en su artículo que nos permita explicar este hecho.

Por último, debemos destacar que existe un sesgo intrínseco en los resultados obtenidos en la comparación de planificaciones de nuestros centros, ya que precisamente son los pacientes en los que la anatomía era más desfavorable para corazón y/o pulmón ipsilateral las que se planificaron con VMAT, lo cual puede influir negativamente en los valores de dosis absorbida encontrados en estos órganos.

Conclusiones

Los tratamientos con VMAT permiten, manteniendo niveles de cobertura y sobredosisaciones similares a los que tenemos con 3DCRT, disminuir las dosis absorbidas medias-altas que alcanzan el corazón y el pulmón ipsilateral. Esto permite, en los casos en los que la dosimetría 3DCRT no se ajusta a los límites de OAR establecidos, proporcionar un tratamiento radioterápico adecuado a las pacientes con cáncer de mama. Sin embargo, no recomendamos considerar la VMAT como tratamiento estándar para todas las pacientes, ya que la irradiación de órganos circundantes con dosis absorbidas bajas aumenta el riesgo de ciertas complicaciones cardíacas y de formación de tumores radioinducidos.

En caso de utilizar VMAT en pacientes de avanzada edad, especialmente si presentan factores de riesgo cardiovasculares previos a la irradiación, hay que ser muy cuidadoso con la dosis que alcanza el corazón, ya que es en estas pacientes en las que el exceso absoluto de riesgo de ACE como consecuencia de la irradiación es más importante. Sin embargo en estos casos la probabilidad de aparición de tumores radioinducidos no debe considerarse un factor limitante a la hora de realizar la dosimetría. Por el contrario en pacientes jóvenes y sin factores de riesgo cardiovasculares previos, el aumento del riesgo absoluto de ACE por el uso de VMAT frente 3DCRT es muy pequeño y se debe prestar más atención a reducir el baño de dosis bajas en pulmones y mama contralateral para reducir al máximo la probabilidad de desarrollar tumores secundarios radioinducidos en los años venideros.

Por todo ello, a la hora de utilizar VMAT como técnica de irradiación, recomendamos evaluar la dosis absorbida media en corazón y asegurarse de que se mantiene en valores similares a los niveles de referencia que tendríamos en caso de una irradiación 3DCRT. Además se recomienda minimizar la dosis absorbida recibida por arteria descendente anterior, pese a no existir actualmente un consenso sobre el límite máximo a fijar.

Referencias

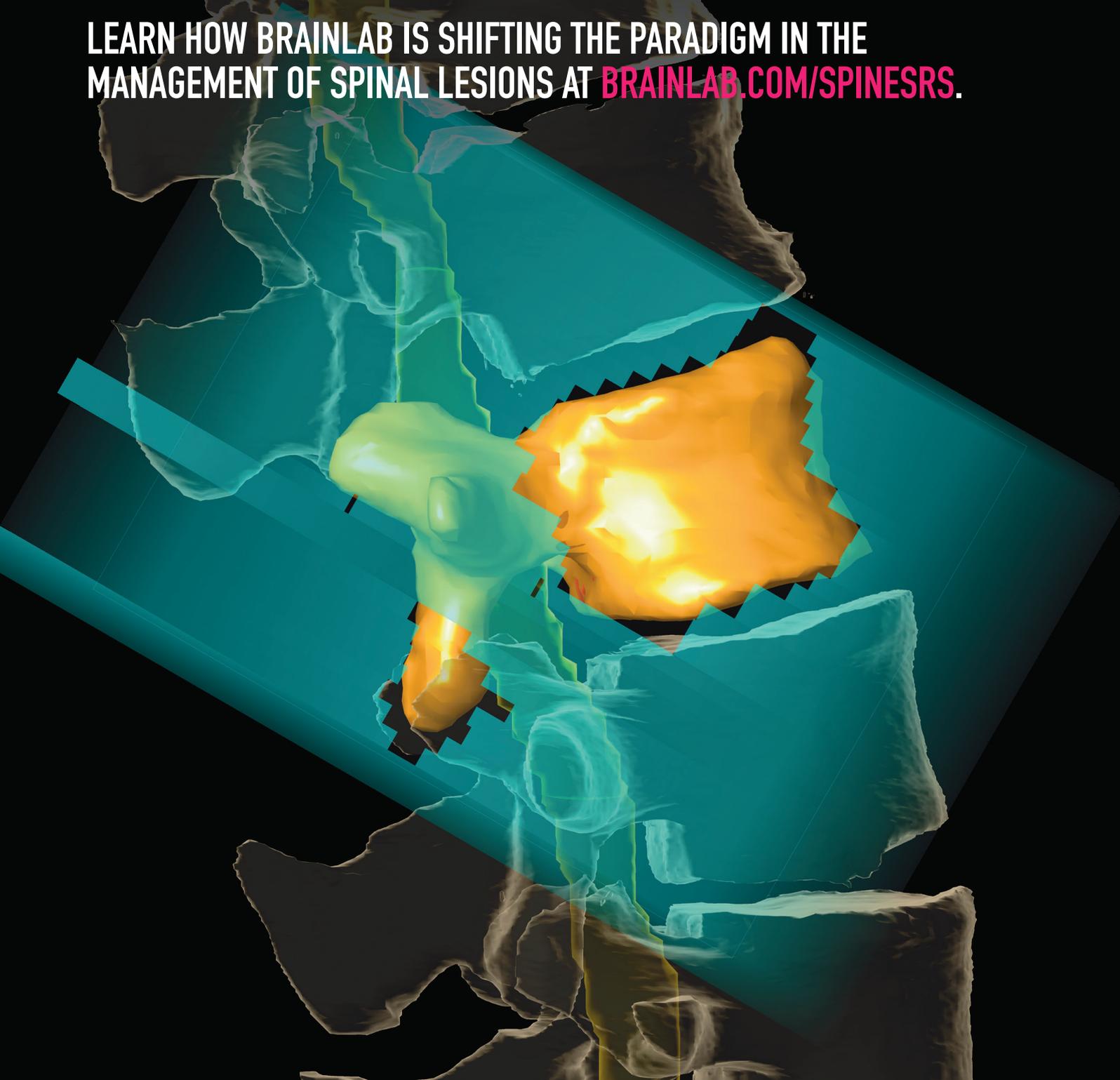
1. Lee B, Lee S, Sung J, Yoon M. Radiotherapy-induced secondary cancer risk for breast cancer: 3D conformal therapy versus IMRT versus VMAT. *J Radiol Prot.* 2014;34(2):325–31.
2. Bogue J, Wan J, Lavey RS, Parsai EI. Dosimetric comparison of VMAT with integrated skin flash to 3D field-in-field tangents for left breast irradiation. *J Appl Clin Med Phys.* 2019;20(2):24–9.
3. Byrne M, Archibald-Heeren B, Hu Y, Fong A, Chong L, Teh A. Comparison of semiautomated tangential VMAT with 3DCRT for breast or chest wall and regional nodes. *J Appl Clin Med Phys.* 2018;19(5):684–93.
4. Pignol JP, Truong P, Rakovitch E, Sattler MG, Whelan TJ, Olivetto IA. Ten years results of the Canadian breast intensity modulated radiation therapy (IMRT) randomized controlled trial. *Radiother Oncol.* 2016 Dec 1;121(3):414–9.
5. Jensen KE, Soril LJJ, Stelfox HT, Clement FM, Lin Y, Marshall DA. Side Effects Associated with the Use of Intensity-Modulated Radiation Therapy in Breast Cancer Patients Undergoing Adjuvant Radiation Therapy: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Med Imaging Radiat Sci [Internet].* 2017;48(4):402–13. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jmir.2017.09.002>
6. Marta GN, Hanna SA, Martella E, Silva JLF da. Complications from radiotherapy for breast cancer. *Sao Paulo Med J.* 2011;129(2):116–7.
7. Sloan L, Alcorn S. Acute and Late Skin Toxicity from Breast Radiation. In: Wright J., editor. *Toxicities of Radiation Treatment for Breast Cancer.* Springer, Cham; 2019. p. 5–22.

8. Willner J, Jost A, Baier K, Flentje M. A little to a lot or a lot to a little? An analysis of pneumonitis risk from dose-volume histogram parameters of the lung in patients with lung cancer treated with 3-D conformal radiotherapy. *Strahlentherapie und Onkol.* 2003;179(8):548–56.
9. Chao PJ, Lee HF, Lan JH, Guo SS, Ting HM, Huang YJ, et al. Propensity-score-matched evaluation of the incidence of radiation pneumonitis and secondary cancer risk for breast cancer patients treated with IMRT/VMAT. *Sci Rep* [Internet]. 2017;7(1):1–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1038/s41598-017-14145-x>
10. Liu H, Chen X, He Z, Li J. Evaluation of 3D-CRT, IMRT and VMAT radiotherapy plans for left breast cancer based on clinical dosimetric study. *Comput Med Imaging Graph* [Internet]. 2016;54:1–5. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.compmidimag.2016.10.001>
11. Allemanni C, Sant M, Weir HK, Richardson LC, Baili P, Storm H, et al. Breast cancer survival in the US and Europe: a CONCORD high-resolution study. *Int J Cancer.* 2013;132(5):1170–81.
12. American Cancer Society. *Breast Cancer Facts & Figures 2019-2020.* Atlanta: American Cancer Society, Inc. 2019.
13. Andersen ER, Eilertsen G, Myklebust AM, Eriksen S. Women's experience of acute skin toxicity following radiation therapy in breast cancer. *J Multidiscip Healthc.* 2018;11:139–48.
14. Shapiro CL, Recht M. Side Effects of Adjuvant Treatment of Breast Cancer. *N Engl J Med.* 2001;344(26):1997–2008.
15. Brownlee Z, Garg R, Listo M, Zavitsanos P, Wazer DE, Huber KE. Late complications of radiation therapy for breast cancer: Evolution in techniques and risk over time. *Gland Surg.* 2018;7(4):371–8.
16. Schneider U, Zwahlen D, Ross D, Kaser-Hotz B. Estimation of radiation-induced cancer from three-dimensional dose distributions: Concept of organ equivalent dose. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2005;61(5):1510–5.
17. Abo-Madyan Y, Aziz MH, Aly MMOM, Schneider F, Sperk E, Clausen S, et al. Second cancer risk after 3D-CRT, IMRT and VMAT for breast cancer. *Radiother Oncol* [Internet]. 2014;110(3):471–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2013.12.002>
18. Zhang Q, Liu J, Aoningjian, Yu H, peng Y, ou L, et al. Secondary cancer risk after radiation therapy for breast cancer with different radiotherapy techniques. 2020;
19. Preston DL, Ron E, Tokuoka S, Funamoto S, Nishi N, Soda M, et al. Solid Cancer Incidence in Atomic Bomb Survivors: 1958–1998. *Radiat Res.* 2007;168(1):1–64.
20. Schneider U, Sumila M, Robotka J. Site-specific dose-response relationships for cancer induction from the combined Japanese A-bomb and Hodgkin cohorts for doses relevant to radiotherapy. *Theor Biol Med Model.* 2011;8(1):1–21.
21. Schneider U. Mechanistic model of radiation-induced cancer after fractionated radiotherapy using the linear-quadratic formula. *Med Phys.* 2009;36(4):1138–43.
22. Schneider U, Stippler A, Besserer J. Dose-response relationship for lung cancer induction at radiotherapy dose. *Z Med Phys.* 2010;20(3):206–14.
23. Schneider U, Sumila M, Robotka J, Gruber G, Mack A, Besserer J. Dose-response relationship for breast cancer induction at radiotherapy dose. *Radiat Oncol.* 2011;6(1):1–7.
24. Van Den Bogaard VAB, Ta BDP, Van Der Schaaf A, Bouma AB, Middag AMH, Bantema-Joppe EJ, et al. Validation and modification of a prediction model for acute cardiac events in patients with breast cancer treated with radiotherapy based on three-dimensional dose distributions to cardiac substructures. *J Clin Oncol.* 2017;35(11):1171–8.
25. Darby SC, Ewertz M, McGale P, Bennet AM, Blom-Goldman U, Brønnum D, et al. Risk of ischemic heart disease in women after radiotherapy for breast cancer. *N Engl J Med.* 2013;368(11):987–98.
26. Cai F, Luis MAF, Lin X, Wang M, Cai L, Cen C, et al. Anthracycline-induced cardiotoxicity in the chemotherapy treatment of breast cancer: Preventive strategies and treatment. *Mol Clin Oncol.* 2019;11(1):15–23.
27. Nicolazzi MA, Carnicelli A, Fuorlo M, Scalfaferrri A, Masetti R, Landolfi R, et al. Anthracycline and trastuzumab-induced cardiotoxicity in breast cancer. *Eur Rev Med Pharmacol Sci.* 2018;22(7):2175–85.
28. Kaboré EG, Guenancia C, Vaz-Luis I, Di Meglio A, Pistilli B, Coutant C, et al. Association of body mass index and cardiotoxicity related to anthracyclines and trastuzumab in early breast cancer: French CANTO cohort study. *PLoS Med.* 2019;16(12):1–12.
29. Guenancia C, Lefebvre A, Cardinale D, Yu AF, Ladoire S, Ghiringhelli F, et al. Obesity as a risk factor for anthracyclines and trastuzumab cardiotoxicity in breast cancer: A systematic review and meta-analysis. *J Clin Oncol.* 2016;34(26):3157–65.
30. Jacobse JN, Duane FK, Boekel NB, Schaapveld M, Hauptmann M, Hooning MJ, et al. Radiation Dose-Response for Risk of Myocardial Infarction in Breast Cancer Survivors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* [Internet]. 2019;103(3):595–604. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2018.10.025>
31. Taylor C, Duane FK, Dodwell D, Gray R, Wang Z, Wang Y, et al. Estimating the Risks of Breast cancer radiotherapy: Evidence from modern radiation doses to the lungs and Heart and From previous randomized trials. *J Clin Oncol.* 2017;35(15):1641–9.
32. Offersen B, Højris I, Overgaard M. Radiation-induced heart morbidity after adjuvant radiotherapy of early breast cancer - Is it still an issue? *Radiother Oncol* [Internet]. 2011;100(2):157–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2011.08.007>
33. Correa CR, Litt HI, Hwang WT, Ferrari VA, Solin LJ, Harris EE. Coronary artery findings after left-sided compared with right-sided radiation treatment for early-stage breast cancer. *J Clin Oncol.* 2007;25(21):3031–7.
34. Evans SB, Panigrahi B, Northrup V, Patterson J, Baldwin DE, Higgins SA, et al. Analysis of coronary artery dosimetry in the 3-dimensional era: Implications for organ-at-risk segmentation and dose tolerances in left-sided tangential breast radiation. *Pract Radiat Oncol* [Internet]. 2013;3(2):e55–60. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prro.2012.06.007>
35. Becker-Schiebe M, Stockhammer M, Hoffmann W, Wetzel F, Franz H. Does mean heart dose sufficiently reflect coronary artery exposure in left-sided breast cancer radiotherapy? *Strahlentherapie und Onkol.* 2016;192(9):624–31.
36. Plieskienè A, Burdulis D. Assessment Of The Dose To The Heart And The Left Anterior Descending Coronary Artery For The Left Breast Radiotherapy. *Sveik Moksl.* 2016;26(5):79–83.
37. Bielopolski D, Evron E, Moreh-Rahav O, Landes M, Stemmer SM, Salamon F. Paclitaxel-induced pneumonitis in patients with breast cancer: case series and review of the literature. *J Chemother.* 2017;29(2):113–7.

38. Taghian AG, Assaad SI, Niemierko A, Kuter I, Younger J, Schoenthaler R, et al. Risk of pneumonitis in breast cancer patients treated with radiation therapy and combination chemotherapy with paclitaxel. *J Natl Cancer Inst.* 2001;93(23):1806–11.
39. Vasiljevic D, Arnold C, Neuman D, Fink K, Popovscaia M, Kvitsaridze I, et al. Occurrence of pneumonitis following radiotherapy of breast cancer – A prospective study. *Strahlentherapie und Onkol.* 2018;194(6):520–32.
40. Lind PA, Wennberg B, Gagliardi G, Rosfors S, Blom-Goldman U, Lideståhl A, et al. ROC curves and evaluation of radiation-induced pulmonary toxicity in breast cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2006;64(3):765–70.
41. Goldman UB, Wennberg B, Svane G, Bylund H, Lind P. Reduction of radiation pneumonitis by V20-constraints in breast cancer. *Radiat Oncol.* 2010;5(1):1–6.
42. Hacıislamoglu E, Cinar Y, Gurcan F, Canyilmaz E, Gungor G, Yoney A. Secondary cancer risk after whole-breast radiation therapy: Field-in-field versus intensity modulated radiation therapy versus volumetric modulated arc therapy. *Br J Radiol.* 2019;92(1102).

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

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



Análisis dosimétrico y verificación de tratamientos VMAT en aceleradores gemelos

Dosimetric analysis and verification measurement of VMAT treatment in twins linacs

Alba Obesso de Diego, Carlos Ferrer Gracia, Concepción Huertas Martínez, Ana Morcillo García, Rodrigo Plaza Núñez

Servicio de Radiofísica y Radioprotección, Hospital Universitario la Paz, Paseo de la Castellana, 261, 28046 Madrid

Fecha de Recepción: 29/07/2020 - Fecha de Aceptación: 07/01/2021

La gestión de los tratamientos en radioterapia se ve mejorada si existe la posibilidad de tratar a un paciente indistintamente en diferentes aceleradores sin necesidad de realizar cambios en el plan de tratamiento. Para que esto sea posible, las características dosimétricas y mecánicas de los aceleradores deben ser suficientemente semejantes. El objetivo de este trabajo es verificar que los aceleradores lineales de electrones Elekta Synergy e Infinity, ambos instalados en nuestro centro, con haces de fotones de 6 MV de energía, filtro aplanador y cabezal Agility, pueden considerarse gemelos. Para ello, se miden distintos parámetros dosimétricos en el acelerador Infinity para compararlos posteriormente con los obtenidos previamente en la puesta en marcha del acelerador Synergy. También se evalúa la calidad de varios tratamientos VMAT (*Volumetric Modulated Arc Therapy*) a través del análisis gamma (3%/2 mm). La diferencia obtenida fue menor de un 2% en todos los parámetros de calidad del haz y menor de un 3% entre los análisis gamma de los tratamientos VMAT medidos en ambos aceleradores. Se confirma la posibilidad de utilizar el mismo modelado para ambos aceleradores lo que permite impartir un tratamiento en uno u otro indistintamente.

Palabras clave: Emparejamiento, verificación dosimétrica, tratamientos VMAT, análisis gamma.

The management of radiotherapy treatments is improved if there is the possibility of treating a patient indistinctly in different linacs without having to make changes to treatment plan. To make this possible, the dosimetric and mechanical characteristics of the linacs must be the same. The purpose of this work was to verify that the Elekta Synergy and Infinity linacs, both with 6 MV photon beam, flattening filter and Agility treatment head, can be considered twins. For this purpose, different dosimetric parameters were measured in the Infinity which were compared later with the Synergy linac acceptance tests. Finally, the quality of the VMAT (*Volumetric Modulated Arc Therapy*) treatments was evaluated through gamma analysis (3%/2 mm). A good concordance has been observed regarding the dosimetric parameters analyzed and the gamma analysis of the VMAT treatments. Specifically, the difference obtained was < 2% in all the beam quality parameters and < 3% in all the VMAT treatments. The possibility of using the same modeling for both linacs is confirmed, which allows to treat in one or the other interchangeably.

Key words: Beam matching, dosimetric verification, VMAT treatments, gamma analysis.

Introducción

El aumento de la carga de trabajo de los servicios de Radioterapia causado principalmente por el envejecimiento de la población y por haberse convertido en la primera vía de tratamiento de distintas patolo-

gías, motiva a los hospitales a ampliar el número de unidades de tratamiento.¹ Los avances tecnológicos de estos equipos, así como de la complejidad de los tratamientos de radioterapia, provoca un aumento del tiempo requerido para realizar los diferentes controles de calidad lo que, unido a posibles averías, puede

*Correspondencia: ALBA.OBESSODEDIEGO@osakidetza.eus

<https://doi.org/10.37004/sefm/2021.22.1.002>

provocar la interrupción de los ciclos de tratamiento.² Contar con dos aceleradores lineales de electrones gemelos, con el mismo sistema de planificación (TPS, *Treatment Planning System*) y misma red de registro y verificación, será de gran utilidad para los servicios de Oncología Radioterápica, de tal manera que si alguno de ellos sufre una avería repentina no sea necesaria la interrupción de todos los tratamientos, sino que estos se derivarán a la máquina que continúe disponible.

Recientemente fue instalado en el centro hospitalario un acelerador Infinity (Elekta AB, Estocolmo, Suecia). Durante la puesta en marcha, se decidió realizar un emparejamiento con el acelerador Synergy también de Elekta*, ya en uso en el Servicio, de manera que su modelado en el sistema de planificación para el cálculo dosimétrico fuera válido en ambos aceleradores. Con este propósito, se recopilaron numerosas publicaciones relacionadas con el emparejamiento de aceleradores,²⁻⁹ siendo cada una de ellas sutilmente diferentes. Autores como Sjöström *et al.*² realizaban un análisis de dosimetría física y clínica únicamente para campos de tamaños estándar ($> 5 \times 5 \text{ cm}^2$).^{2,6,7} Otros como Bhangle *et al.*⁴ realizaban también ambos análisis pero centrándose en tratamientos de IMRT (*Intensity Modulated Radiation Therapy*) o 3DRT (Radioterapia Conformada en Tres Dimensiones),^{2,3} y aún en el caso de evaluar tratamientos VMAT como Fenoglietto *et al.*,⁵ empleaban únicamente detectores 2D para sus verificaciones.^{2-7,9} Por último, los dos artículos más actuales encontrados fueron el de Xu *et al.*,⁸ en el cual se realiza un amplio análisis del emparejamiento en dosimetría física y clínica, analizando tratamientos VMAT con un detector en 3D, pero centrándose exclusivamente en el estudio de campos pequeños ($\leq 5 \times 5 \text{ cm}^2$);¹⁰ y el trabajo de Latala *et al.*,⁹ que valora la posibilidad de emparejar un acelerador TrueBeam con dos Clinacs (V4 y V5) empleando campos predefinidos por el fabricante de los mismos (Varian Medical System, Palo Alto CA, EEUU).

En este trabajo se comprueba el emparejamiento de nuestros aceleradores realizando un análisis similar al trabajo de Xu *et al.*,⁸ pero contando con un mayor número de tratamientos, así como con un mayor rango en el tamaño de los campos y lesiones evaluadas. Por lo tanto, hasta donde sabemos, es el primer trabajo que evalúa tanto la dosimetría física como clínica en un rango completo de tamaños de campo, midiendo y evaluando en ambos aceleradores con un detector 3D campos predefinidos y tratamientos muy diversos planificados en VMAT.

Materiales y métodos

El hospital cuenta con los aceleradores Synergy e Infinity de Elekta, ambos provistos de cabezal Agility (80 pares de láminas de 5 mm de anchura), sistema operativo Integrity R3.0, energía de fotones de 6 MV y filtro aplanador. Los datos obtenidos durante la puesta en marcha¹¹ del acelerador Synergy fueron seleccionados como referencia para realizar el emparejamiento con el Infinity. Se compararon las características del haz tanto para campos pequeños como estándar de ambos aceleradores, empleando los valores de tolerancias recomendadas por la AAPM TG-142.¹² A continuación, debido a la complejidad de los tratamientos de VMAT frente a los de IMRT o 3DCRT, fueron verificados con un detector 3D la precisión de los aceleradores Synergy e Infinity a la hora de realizar un tratamiento clínico optimizado,¹³ teniendo en cuenta todo tipo de lesiones y técnicas implantadas en el centro hospitalario (radioterapia esterotáctica corporal, próstatas, pulmones, etc.). Para realizar las comparaciones y las representaciones gráficas del presente artículo fue empleado el programa Microsoft Excel (2010).

Análisis dosimétrico

Para realizar el emparejamiento dosimétrico, se realizaron en el acelerador Infinity, las medidas que en su momento fueron necesarias para la realización del modelado del sistema de planificación[†]. Para ello, se midieron en haces de fotones de 6 MV: rendimientos de dosis en profundidad (PDD, *Percentage Depth Dose*) de 12 campos de tamaños comprendidos entre $1 \times 1 \text{ cm}^2$ y $35 \times 35 \text{ cm}^2$, perfiles de 5 campos con tamaños comprendidos entre $2 \times 2 \text{ cm}^2$ y $30 \times 30 \text{ cm}^2$ a diferentes profundidades, dosis de referencia, factor de cuña, factores de campo, y la transmisión de las láminas.

Los PDDs y perfiles fueron medidos utilizando el maniquí de agua Blue Phantom y *software* OmniPro Accept 7.4 (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Alemania), cuya resolución es de 0.1 mm para PDDs y 0.01 para el cálculo del índice de calidad. Los PDDs de tamaños de campo menores o iguales de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ se midieron con el diodo sin blindaje EFD^{3G} (IBA Dosimetry) de 0.06 mm de volumen activo, mientras que para tamaños mayores de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ se empleó una cámara plano-paralela PPC40 (IBA Dosimetry)¹⁴ de 0.4 cm^3 de volumen activo[‡]. La calidad del haz fue evaluada a partir del índice de calidad Q_i o $\text{TPR}_{20/10}$

* *Precise Treatment System Customer acceptance test part no 4513370187004*. Stockholm, Sweden: Elekta Oncology System limited, Elekta UK; 2003. *Elekta Digital Linear Accelerator, Customer Acceptance Tests for: Elekta Infinity, Document ID: 1503568 02*.

† *Monaco Beam Data Collection Worksheets*.

‡ *For Relative and Absolute Dosimetry Ionization Chambers and Diode Detectors iba-dosimetry.com*.

(de las siglas en inglés *Tissue-Phantom Ratio*) medido en agua, para un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, a una distancia fuente superficie de 100 cm y definido en el TRS-398¹⁵ como:

$$Q_i = 1.2661 \cdot \frac{\text{PDD}_{20}}{\text{PDD}_{10}} - 0.0595 \quad (1)$$

siendo PDD_{20} y PDD_{10} los valores del PDD a las profundidades de 20 y 10 cm.

Para las medidas de los perfiles se utilizó en todos los tamaños de campo y profundidades el diodo EFD^{3G} y se evaluaron tanto la planitud como la simetría de cada uno de ellos. Las medidas de la dosis absorbida en condiciones de referencia y el factor de cuña se realizaron con una cámara de ionización tipo Farmer sumergible en agua FC65G con 0.65 cm^3 de volumen activo (IBA Dosimetry). Ambos equipos están calibrados para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, una distancia fuente superficie de 100 cm de tal manera que 100 UM equivalgan a 100 cGy a la profundidad de máxima dosis. El factor de cuña fue medido para 3 tamaños de campo diferentes (10×10 , 20×20 y $30 \times 30 \text{ cm}^2$).

Los factores de campo del acelerador Infinity fueron medidos para 12 tamaños de campo cuadrados y con diferentes equipos de medida para poder realizar una comparación entre estos. Se utilizaron diodos de fotones con blindaje PFD^{3G} y sin blindaje EFD^{3G} (IBA Dosimetry), las cámaras de ionización FC65G (volumen activo de 0.65 cm^3), CC01 (volumen activo de 0.01 cm^3), CC04 (volumen activo de 0.04 cm^3) y CC13 (volumen activo de 0.13 cm^3) (IBA Dosimetry), y por último película radiocrómica¹⁶ Gafchromic RTQA2TM (International Specialty Products, NJ, USA)[§]. Para la lectura dosimétrica de películas radiocrómicas se empleó el *software* FilmQA Pro 2016 (Ashland Inc., NJ, USA). En el caso de campos considerados campos pequeños ($\leq 5 \times 5 \text{ cm}^2$) se introdujo el factor de corrección¹⁰ correspondiente a cada detector empleado (K) y la corrección por la medida del S_{cp} del campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$:

$$S_{cp} = S_{cp \ 5 \times 5 \ CC13} \cdot \frac{q_i}{q_{5 \times 5}} \cdot K \quad (2)$$

donde $S_{cp \ 5 \times 5 \ CC13}$ es el factor de campo medido con la cámara CC13 en el campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, q_i la carga recolectada en el campo con el detector i y $q_{5 \times 5}$ la carga recolectada en el campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$ con el detector i . En el Synergy, los S_{cp} en campos menores o iguales a $5 \times 5 \text{ cm}^2$ fueron medidos con el diodo IBA EFD^{3G} y para tamaños de campo mayores a $5 \times 5 \text{ cm}^2$ con la

cámara de ionización CC13. Por lo tanto, para realizar la comparación entre aceleradores, fueron recopilados los resultados obtenidos de manera equivalente en el Infinity.

El tamaño de campo de radiación se verificó con el equipo MapCheckTM (Sun Nuclear Corporation, Melbourne FL, EEUU) cuya resolución es de 0.7 mm.

Por último, se midió la transmisión del colimador multilamina irradiando con el campo abierto ($40 \times 40 \text{ cm}^2$) 300 UM y con el campo cerrado 3000 UM sobre una película radiocrómica situada bajo 1.5 cm de RW3 (Poliestireno equivalente al agua).

Verificación tratamientos VMAT

Con el objetivo de evaluar el correcto modelado y funcionamiento del colimador multilamina y la correcta realización de tratamientos VMAT, se simuló diferentes campos en el sistema de planificación Monaco v. 5.11.02 (Elekta), a partir del modelado realizado para el acelerador Synergy. Posteriormente, fueron medidos en ambas máquinas con el maniquí cilíndrico ArcCheckTM (Sun Nuclear Corporation) cuya resolución en 1D es de 1 cm y en 3D es de 0.8 mm, y comparados con los campos planificados a través del análisis gamma¹³ (3%/ 2 mm y 10% de umbral en dosis absoluta). El programa de análisis utilizado fue SNC Patient versión 6.1. (Sun Nuclear Corporation).

En primer lugar, fueron verificados 8 campos predefinidos en el acelerador: 3ABUT, 7SEC, FOURL, DMLC, HIMRT y HDMLC[¶]; $10 \times 10 \text{ cm}^2$; $20 \times 20 \text{ cm}^2$. Y en segundo lugar, fueron medidos 43 tratamientos completos de pacientes: 6 SBRT (*Stereotactic Body Radiotherapy*), 9 próstatas, 10 ORL (lesiones tumorales derivadas de otorrinolaringología), 9 pulmones, 5 cérvix, 1 columna, 1 hígado, 1 inguinal y 1 radiocirugía.

En la tabla 1 se indica un resumen del equipamiento empleado en cada una de las medidas, junto con la geometría de estas.

Resultados

Análisis dosimétrico

A continuación, se muestran los resultados de la comparación de los datos medidos durante la puesta en marcha del acelerador Infinity respecto a los obtenidos en las medidas del estado de referencia inicial del acelerador Synergy.

§ GafchromicTM RTQA2 film. State-of-the-art processor-less film for QA and commissioning of equipment in the contemporary RT environment.

¶ Monaco Technical Reference. Post Modeling Adjustment of MLC Parameters. Document ID: LRMMON0003.

Tabla 1. Resumen del equipamiento empleado en las medidas, junto con la geometría de éstas.

Medida	Equipamiento	Geometría		
		SSD (cm)	Profundidad (cm)	Tamaños de campo (cm ²)
PDD	Diodo: EFD3G (campos $\leq 5 \times 5$ cm ²) Cámara: PPC40 (campos $> 5 \times 5$ cm ²)	100	—	1 \times 1; 2 \times 2; 3 \times 3; 4 \times 4; 5 \times 5; 10 \times 10; 15 \times 15; 20 \times 20; 25 \times 25; 30 \times 30; 35 \times 35
Perfiles	EFD ^{3G}	100	1.5; 10; 20; 30	2 \times 2; 5 \times 5; 10 \times 10; 20 \times 20; 30 \times 30
Dosis absorbida	Cámara Farmer: FC65-G Electrómetro: Wellhofer-Scanditronix.DOSE1	100	10	10 \times 10
Factor de cuña	Cámara Farmer FC65-G Electrómetro: Wellhofer-Scanditronix.DOSE1	100	10	10 \times 10; 20 \times 20; 30 \times 30
Factores de campo	Diodos: PFD ^{3G} ; EFD ^{3G} Cámaras: FC65-G; CC01; CC04; CC13 Película radiocrómica: GafChromic RTQA2 Electrómetro: Wellhofer-Scanditronix.DOSE1	100	10	0.5 \times 0.5*; 1 \times 1**; 2 \times 2; 3 \times 3; 4 \times 4; 5 \times 5; 7 \times 7; 10 \times 10; 15 \times 15; 20 \times 20; 30 \times 30; 40 \times 40
Tamaños de campo de radiación	MapCHECK 3 - Sun Nuclear Corporation			5 \times 5; 10 \times 10; 20 \times 20
Factor de transmisión	Película radiocrómica: GafChromic RTQA2	100	1.5	40 \times 40 y cerrado
Verificación de campos VMAT	ArcCHECK & 3DVH - Sun Nuclear Corporation			

*El campo 0.5 \times 0.5 cm² sólo se mide con película radiocrómica.

**En el documento TRS-483¹⁰ no se indica el factor de corrección para el campo de 1 \times 1 cm² con la cámara CC13 por lo que no se ha incluido el correspondiente valor de S_{cp} en el trabajo.

PDDs

En la tabla 2 se muestran los resultados numéricos obtenidos. Analizando los índices de calidad Q_i se obtiene una diferencia media de -0.14% en todos los campos, encontrando una mayor diferencia de -0.67% para el campo de 3 \times 3 cm². En el caso del PDD₁₀ se obtiene una diferencia promedio de 0.23%, siendo todas < 1%. La tolerancia indicada en el TG-142¹² para ambas magnitudes es de \pm 1%.

Perfiles

Fueron evaluadas tanto la planitud como la simetría de cinco campos cuadrados: 2 \times 2, 5 \times 5, 10 \times 10, 20 \times 20 y 30 \times 30 cm², a las profundidades de 1.5, 10, 20 y 30 cm. Se observa una discrepancia en todos los campos, ejes y profundidades menor de 1.5% en la planitud, y de 1% en la simetría, obteniendo una diferencia promedio de 0.4% y 0.3% respectivamente. Las tolerancias recomendadas son de \pm 1%¹² para ambas

Tabla 2. Resultados de las medidas de PDD₁₀ (%) y Q_i.

Campo (cm ²)	PDD ₁₀ (%)			Q _i		
	Infinity	Synergy	Diferencia (%)	Infinity	Synergy	Diferencia (%)
1 × 1	59.30	58.60	0.7	0.6301	0.6264	-0.60
2 × 2	60.30	60.70	0.4	0.6276	0.6267	-0.14
3 × 3	62.20	62.20	0.0	0.6389	0.6346	-0.67
4 × 4	63.80	63.60	0.2	0.6452	0.6432	-0.31
5 × 5	64.80	64.60	0.2	0.6517	0.6480	-0.57
7 × 7	65.80	66.00	0.2	0.6623	0.6637	0.21
10 × 10	67.50	67.60	0.1	0.6836	0.6822	-0.21
15 × 15	69.20	69.30	0.1	0.7053	0.7060	0.10
20 × 20	70.20	70.40	0.2	0.7232	0.7264	0.44
25 × 25	70.80	71.10	0.3	0.7345	0.7347	0.03
30 × 30	71.50	71.60	0.1	0.7420	0.7433	0.17
35 × 35	71.80	72.00	0.2	0.7521	0.7512	-0.13

magnitudes, por lo tanto en el caso de la planitud los resultados están ligeramente fuera de tolerancia para algunos tamaños de campo. En la Fig. 1 se muestran los perfiles en ambos aceleradores del campo de 5 × 5 cm² en dirección longitudinal a 30 cm de profundidad.

Factor de cuña

Se obtiene una diferencia entre aceleradores de < 0.5% con cuña de 60°, siendo la tolerancia de un ± 2%.¹²

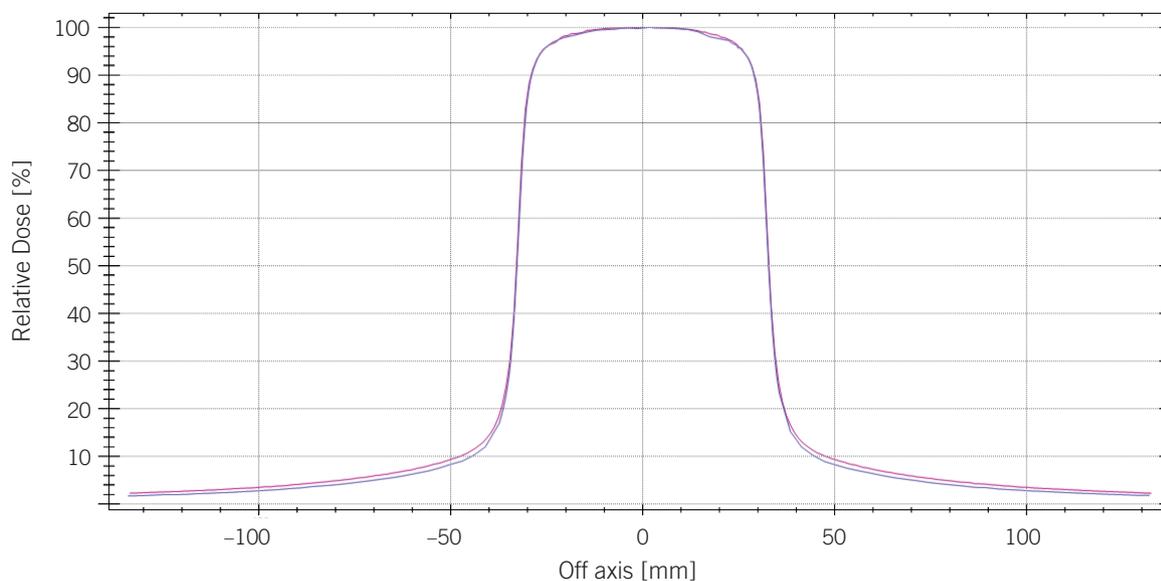


Fig. 1. Superposición de perfiles normalizados del campo de 5 × 5 cm², en dirección longitudinal y profundidad de 30 cm. En rosa se representa el resultado de la medida en el Infinity y en azul la del Synergy.

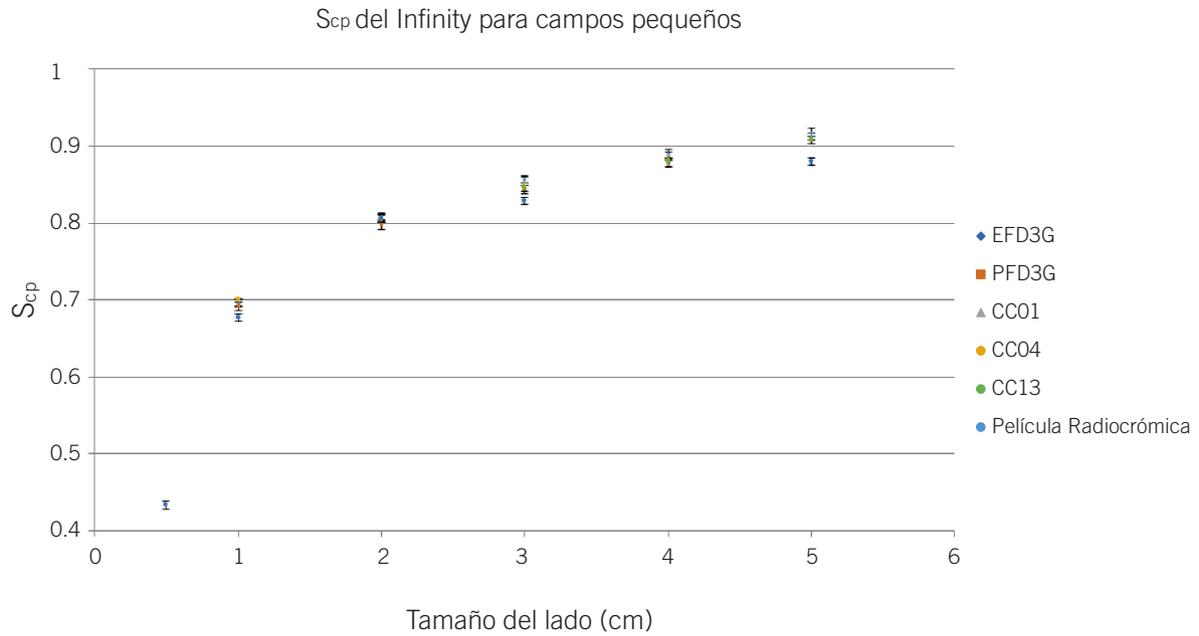


Fig. 2. Relación entre los factores de campo del Infinity para campos pequeños y el tamaño del lado del campo cuadrado irradiado.

Factores de campo

Los factores de campo del acelerador Infinity para campos pequeños ($\leq 5 \times 5 \text{ cm}^2$) junto a sus incertidumbres¹⁸ se muestran en la Fig. 2.

El diodo EFD^{3G} es considerado uno de los detectores más indicados para obtener dichos valores,¹⁰ y por tanto su medida fue la empleada como referencia para la comparación con el resto de dispositivos, obteniendo una mayor diferencia con el diodo PFD^{3G} (< 1.5%) y una menor con la cámara CC01 (< 0.59%).

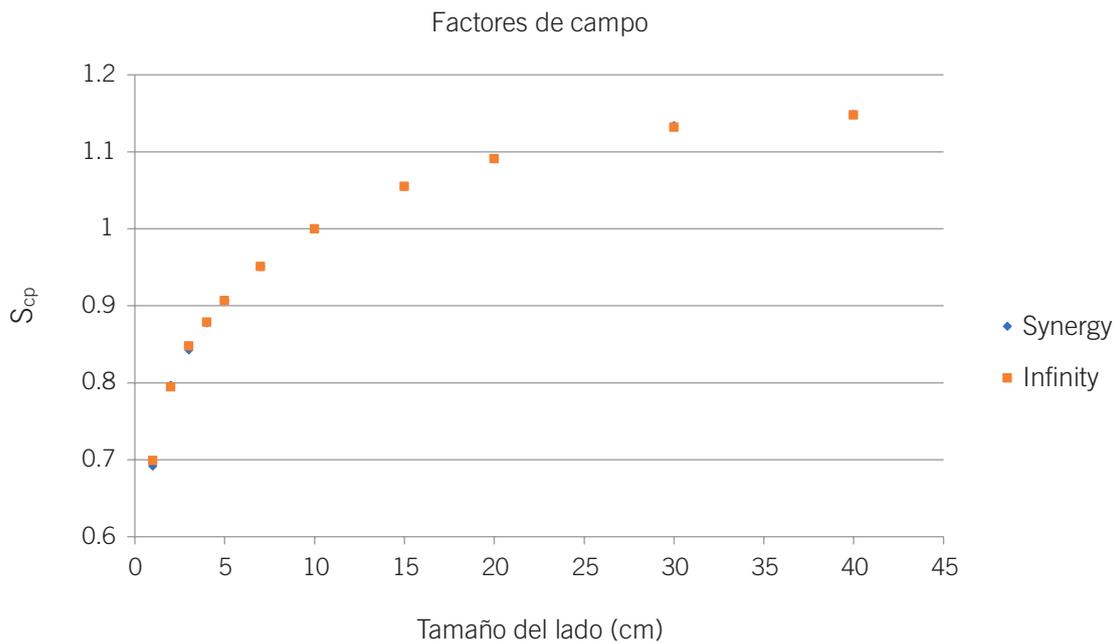


Fig. 3. Relación entre los factores de campo del Synergy e Infinity respecto del tamaño del lado del campo cuadrado irradiado. Fueron medidos con el diodo EFD^{3G} en campos $\leq 5 \times 5 \text{ cm}^2$ y con cámara de ionización CC13 en el resto de campos.

Tabla 3. Resultados de la medida del tamaño de campo de radiación realizadas con MapCHECK.

Campo (cm ²)	Synergy		Infinity		Diferencia en X (%)	Diferencia en Y (%)
	X (cm)	Y (cm)	X (cm)	Y (cm)		
5 × 5	5.03	5.03	4.99	4.99	0.79	0.79
10 × 10	9.96	10.06	9.97	10.00	-0.10	0.60
20 × 20	19.93	19.97	19.95	19.96	-0.10	0.05

De los dispositivos empleados, la película radio-crómica debido a sus características físicas es el único que permite medir el factor de campo de $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$, obteniendo un valor de 0.43 y una diferencia media en todos los campos menor de 2.66% respecto al diodo de referencia. Sin embargo, este valor no fue medido en la puesta en marcha del Synergy por lo que será objeto de posteriores estudios.

La Fig. 3, muestra los resultados de los factores de campo de ambos aceleradores. La diferencia observada entre ellos, tanto para campos pequeños ($\leq 5 \times 5 \text{ cm}^2$ medidos con el diodo IBA EFD^{3G}) como para el resto (medidos con la cámara de ionización CC13), es menor del 1% en todos los tamaños de campo. Las tolerancias indicadas en el TG-142¹² son de $\pm 2\%$ para campos menores de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ y de un 1% para mayores o iguales de $4 \times 4 \text{ cm}^2$, por lo tanto los resultados estarían dentro de tolerancia.

Tamaño del haz de radiación

En la tabla 3 se muestran los resultados de los respectivos tamaños de campo medidos con el equipo MapCheck y las diferencias entre aceleradores. En los tres tamaños de campo evaluados se obtienen diferencias menores del 1% entre ambos aceleradores.

Transmisión

Se obtiene un factor de transmisión para el acelerador Infinity de 0.6%, que difiere en 0.1% respecto al del Synergy. De nuevo los resultados están dentro de las tolerancias recomendadas en el TG-142 para el factor de transmisión ($\pm 0.5\%$).¹²

Dosis de referencia

En el acelerador Infinity se obtiene una tasa de dosis en agua de 0.673 cGy/UM que difiere en menos de un 0.9% con la tasa del Synergy, siendo la tolerancia recomendada de $\pm 1\%$.¹²

Verificación de tratamientos VMAT

Campos predefinidos: 3ABUT; 7SEC; FOURL; DMLC; HIMRT; HDMLC; 10 × 10 cm²; 20 × 20 cm²

El resultado de comparar las medidas en los aceleradores Synergy e Infinity con los campos planificados en términos de análisis gamma 3%/2 mm es mayor de 93% en todos los casos. Y únicamente en uno de los ocho campos medidos este análisis es mayor en el Synergy que en el Infinity. Por último, existe una buena correlación¹⁹ entre los resultados del análisis gamma entre ambos aceleradores, resultando una correlación de $R^2 = 0.92$.

Para comparar las medidas de los dos aceleradores, el *software* de análisis calcula la diferencia de dosis absoluta entre los resultados de los respectivos diodos de una y otra medida. En este caso la mayor diferencia se da para el campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$, donde el 93% de los diodos del ArcCheck miden una dosis que difiere en menos de 3%. En el resto de campos comparados, más del 95% de sus diodos miden dosis con una diferencia menor del 3%. En la Fig. 4 se muestra el resultado de la comparación del campo $20 \times 20 \text{ cm}^2$.

Tratamientos VMAT de pacientes

Todos los tratamientos excepto uno medido en el Synergy (que representa aproximadamente el 1% del total de tratamientos medidos) cumplen los límites de acción recomendadas en el TG- 218.¹³ El 9% de los tratamientos están entre el 90 y 95% en el análisis gamma, mientras que el 90% cumplen el límite de tolerancia (índice gamma $\geq 95\%$).¹³ Como se muestra en la Fig. 5, existe una buena correlación¹⁹ entre los resultados del test en ambos aceleradores, obteniendo un R^2 de 0.78. La diferencia máxima del test gamma resultante entre los aceleradores fue de 2.9% para un tratamiento de próstata. Sin embargo, en promedio, la diferencia fue del 0.94% para todos los tratamientos y un 0.72% en el caso únicamente de las SBRT. En la Fig. 6, se representan los resultados del análisis de los

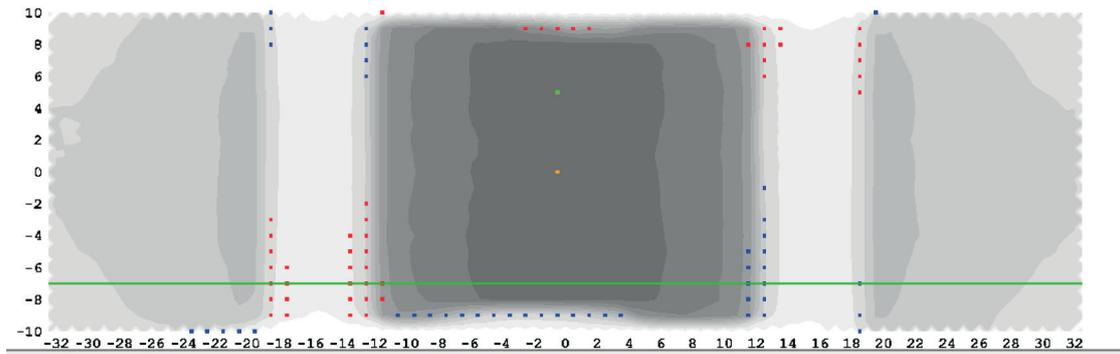


Fig. 4. Resultado de la medida realizada con ArcCheck y proporcionada por el *software* SNC Patient. La imagen muestra en un solo plano la superficie cilíndrica del ArcCheck, representado en ambos ejes las coordenadas de los diodos que recorren dicha superficie. En concreto se representa la comparación del campo 20 × 20 cm², donde el 93% de los diodos miden dosis < 3% de diferencia entre ambos aceleradores. La escala de grises nos indica de más oscuro a más claro la mayor y menor incidencia de radiación. Por último, los puntos rojos y azules representan los diodos que miden más o menos respectivamente de un 3% de la dosis en el Infinity que en el Synergy.

43 tratamientos obtenidos para ambos aceleradores, de los cuales, en el 63% de los casos, el resultado del test es mayor para los medidos en el acelerador Infinity.

Discusión

En base a la bibliografía existente, se puede considerar que las medidas de dosimetría física realizadas

son adecuadas para la comparación de aceleradores lineales, ya que de esta manera se comprueba la similitud de los parámetros físicos involucrados en el modelado del planificador.

En el trabajo de la AAPM TG-142¹² se recomiendan tolerancias para la posible deriva respecto del estado de referencia inicial (ERI). En el presente artículo, se ha tomado como referencia el ERI del acelerador Synergy

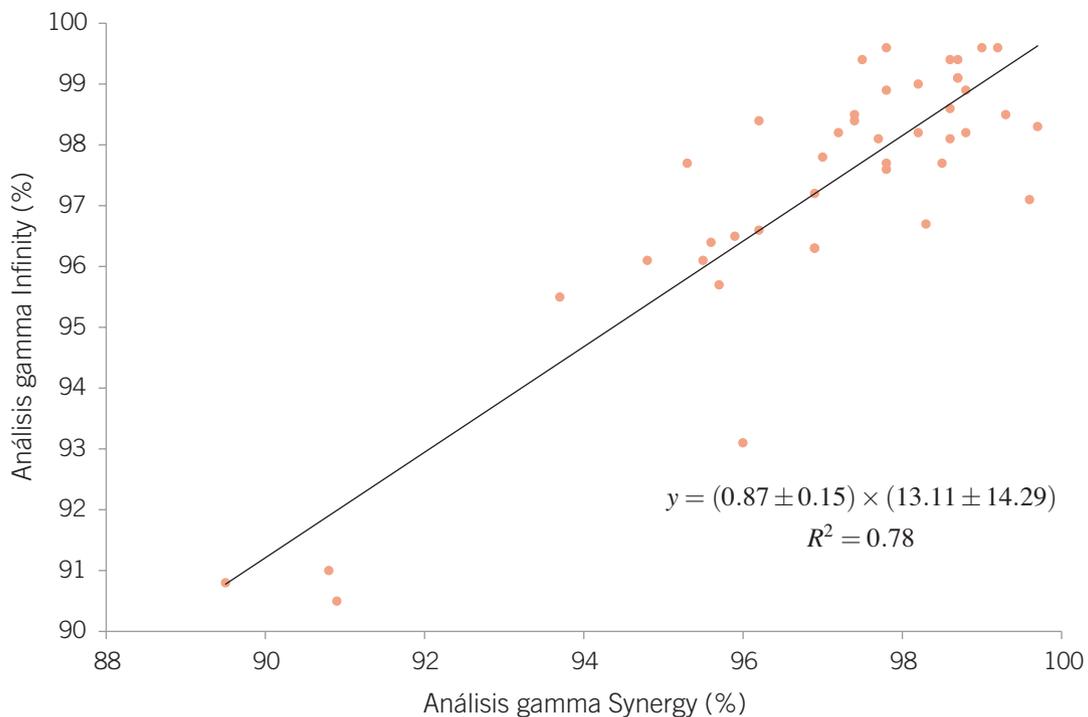


Fig. 5. Relación lineal existente entre los análisis gamma obtenidos de medir con ArcCheck 43 tratamientos reales en ambos aceleradores.

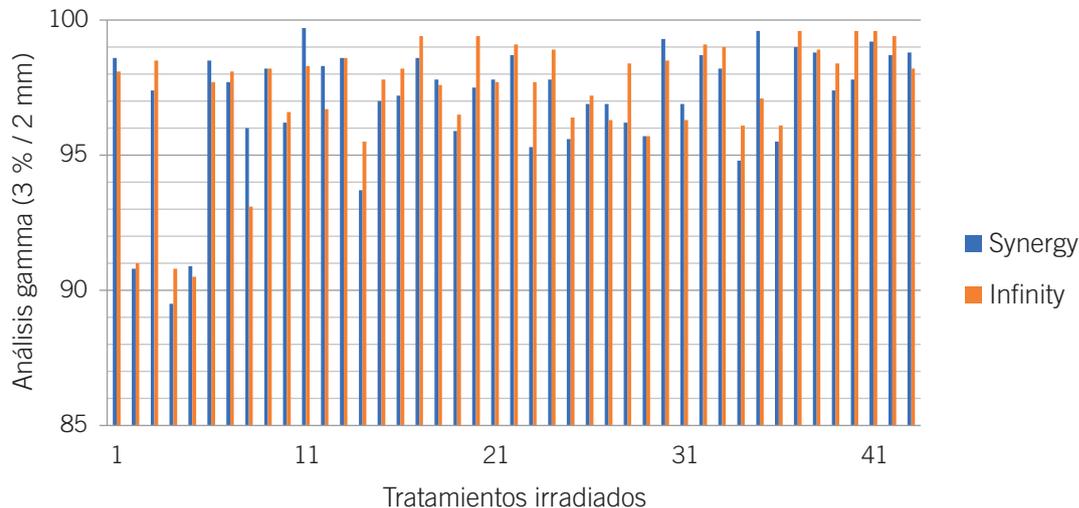


Fig. 6. Diagrama de barras que muestra los resultados del análisis gamma para 43 tratamientos medidos en ambos aceleradores. En el eje y se representan los resultados del análisis y en el eje x los 43 tratamientos.

para evaluar el emparejamiento con el acelerador Infinity. La mayoría de los resultados cumplen con las tolerancias del TG-142.¹² Se observan pequeñas desviaciones en la planitud ($> 1\%$), posiblemente debido a que la velocidad de adquisición de los datos en el Infinity fue mayor y por lo tanto más ruidosa. El cambio en la velocidad de adquisición se debió a la disponibilidad de un menor tiempo de medidas ya que los datos no se iban a emplear para modelar el planificador sino únicamente para comparar los resultados con el acelerador Synergy.

Comparando los resultados del análisis de calidad del haz con otros autores observamos que respecto al factor de calidad y los PDDs, Sjöström *et al.*,² Attalla *et al.*,³ Bhangle *et al.*⁴ y Xu *et al.*⁸ muestran resultados equivalentes a los de este trabajo. Bhangle *et al.*⁴ y Xu *et al.*⁸ obtienen también una diferencia similar respecto a la planitud y simetría en todos los campos. Las diferencias obtenidas en los factores de campo son mayores que los de Fenoglietto *et al.*,⁵ posiblemente debido a los diferentes equipos empleados. Por último, los tamaños del haz de radiación son similares a los resultados de Attalla *et al.*,³ Treutwein *et al.*⁷ y Bhangle *et al.*⁴ y un 1% menores que los de Ashokkumar *et al.*,⁶ estos porcentajes se ven afectados por los distintos tamaños de campo evaluados en cada artículo y por la resolución de los equipos de medida empleados. En la tabla 4 se muestra un resumen de los resultados reportados por cada autor.

Los resultados de comparar distintos dispositivos con la película radiocrómica al medir el factor de campo para campos menores o iguales a $5 \times 5 \text{ cm}^2$ son similares a los de la bibliografía estudiada.^{16,20-22} Sin embargo, no se han encontrado resultados publicados

en las condiciones de medida del presente trabajo, es decir, en un maniquí de agua y para campos cuadrados en un acelerador Infinity. A raíz de los resultados presentados y los estudiados en la bibliografía, se puede afirmar que la película radiocrómica se presenta como una buena alternativa para evaluar los campos pequeños y será objeto de posteriores estudios.

Respecto a la comparación entre la planificación de los campos VMAT predefinidos y sus correspondientes medidas, en todos los casos se cumple la tolerancia para el límite de acción recomendado en el TG-218,¹³ sin embargo, en la mayoría de los casos se obtiene un mejor resultado en el acelerador Infinity que en el Synergy. Esto indica la necesidad de realizar una revisión más exhaustiva del estado de las láminas del Synergy. Para ello, se ha implementado una prueba de control de calidad mensual para ambos aceleradores, *Picket Fence*, para ángulos de cabezal 0° y 90° . Estos campos están creados previamente en la consola del acelerador y son útiles para verificar la correcta posición y velocidad de las láminas.²³ Respecto a la comparación entre medidas, teniendo en cuenta la ubicación de los puntos azules y rojos de la Fig. 4, se observa un posible error de posicionamiento del ArcCheck en alguno de los dos aceleradores. Sería de interés realizar un examen de reproducibilidad en la medida de tratamientos.

El estudio de los tratamientos VMAT de pacientes se ha centrado en la capacidad de los dos aceleradores para irradiar una distribución de dosis similar del mismo plan, comparando las características dosimétricas y mecánicas de los aceleradores. Los resultados han sido positivos, lo que permite la posibilidad de cambiar a un paciente de un acelerador a otro sin la necesidad de

Tabla 4. Tabla comparativa de resultados publicados previamente. Se muestran los porcentajes de variación entre aceleradores de los parámetros: Factor de calidad del haz (Q_i), PDD₁₀, planitud, simetría, factor de cuña, factores de campo y tamaños de campo.

Autor	Q_i (%)	PDD ₁₀ (%)	Perfiles		Factor de cuña (%)	Factores de campo (%)	Tamaños de campo (%)
			Planitud (%)	Simetría (%)			
Sjöström et al. ²	< 1	< 1					
Attalla et al. ³		< 1	1	1		< 1	< 1
Bhangle et al. ⁴		< 1	< 1	< 1	< 1.5 (60°)	< 1	< 1
Fenoglietto et al. ⁵						< 0.5	
Ashokkumar et al. ⁶						< 2.45	< 1.8
Treutwein et al. ⁷							< 0.8
Xu et al. ⁸		< 0.6	< 1.8	< 0.8		< 1.3	
Este estudio	< 0.7	< 0.7	< 1.5	< 1	< 0.5	< 1	< 0.8

planificar un nuevo tratamiento. Los resultados de la regresión lineal obtenida a partir de los análisis gamma (Fig. 5) serán de gran utilidad en el caso de que el paciente se fuera a tratar en el acelerador en el cual no se ha realizado la verificación del tratamiento, ya que, a partir de esta regresión, se obtendría una estimación de la calidad de éste.

Las principales diferencias observadas entre aceleradores, posiblemente se deban a la dificultad de reproducir exactamente la posición del ArcCheck. McKenzie *et al.*²⁴ reporta una reproducibilidad de las medidas con ArcCheck del 1% para un análisis gamma 3%/3mm, valor similar a la diferencia entre los aceleradores incluidos en este trabajo (0.94% para un análisis del 3%/2mm). Fenoglietto *et al.*⁵ compara tratamientos VMAT medidos con el panel plano (resolución submilimétrica) con un análisis gamma 3%/3 mm y sus R^2 resultantes son similares a los obtenidos en este trabajo. Por último, Xu *et al.*⁸ estudia tratamientos de SBRT y SRT comparando 3 aceleradores y midiendo con ArcCheck obteniendo diferencias entre tratamientos menores, sin embargo, el coeficiente de correlación es mucho menor que el obtenido en este trabajo, probablemente debido a que cuentan con aproximadamente la mitad de tratamientos.

Por último, únicamente uno de los 43 tratamientos medidos no cumple la tolerancia recomendada para el límite de acción del TG-218,¹³ este corresponde a un tratamiento de SBRT. Probablemente el índice gamma se hubiera visto modificado en el caso de haber realizado una evaluación con doble densidad de puntos de medida ya que de esta manera el equipo de medida ArcCheck proporciona una resolución en 1D de 5 mm y de 0.4 mm en 3D.

Conclusiones

Los aceleradores Synergy e Infinity han demostrado una buena concordancia respecto al análisis dosimétrico, la calidad del haz y los tratamientos VMAT, confirmando la posibilidad de utilizar el mismo modelado para los dos aceleradores, lo que permite realizar las medidas de control de calidad de los tratamientos y el tratamiento en sí en ambos aceleradores indistintamente, conllevando a una mejora en el flujo de trabajo clínico y en la gestión de los tratamientos de pacientes.

Bibliografía

- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities, Safety Reports Series No. 47, IAEA, Vienna (2006).
- Sjöström D, Bjelkengren U, Ottosson W, Behrens CF. A beam-matching concept for medical linear accelerators. *Acta Oncol* 2009;48(2):192-200.
- Attalla EM, Abou-Elenein HS, Ammar H, Eldesoky I. Dosimetric evaluation of a beam matching procedure. *Chinese-German J Clin Oncol* 2014;13(2):89-93.
- Bhangle JR, Narayanan VK, Kumar NK, Vaitheeswaran R. Dosimetric analysis of beam-matching procedure of two similar linear accelerators. *J Med Phys* 2011;36:176-80.
- Fenoglietto P, Khodri M, Nguyen D, Josserand-Pietri F, Aillères N. Twin machines validation for VMAT treatments using electronic portal-imaging device: a multicenter study. *Radiat Oncol* 2016 Jan 14;11:2.
- Sangaiah Ashokkumar KM, Ramalingam K, Karthikeyan K, Jagadheeskumar N. Dosimetric Validation of Volumetric Modulated Arc Therapy with Three 6MV Beam-Matched Linear Accelerators. *Asian Pac J Cancer Prev.: APJCP* 2017;18(12):3439-44.

7. Treutwein M, Härtl PM, Gröger C, Katsilieri Z, Dobler B. Linac twins in radiotherapy. Evolution of Ionizing Radiation Research 2015; Rijeka: InTech:171-86.
8. Xu Z, Warrell G, Lee S, Colussi V, Zheng Y, Ellis R, et al. Assessment of beam-matched linacs quality/accuracy for interchanging SBRT or SRT patient using VMAT without replanning. J Appl Clin Med Phys 2019;20(1):68-75.
9. Latala A, Fujak E, Walewska A, Kukołowicz P. The comparison of VMAT test results for Clinac 2300C/D and TrueBeam accelerators. Med Dosim 2020 Autumn;45(3):219-24.
10. Palmans H, Andreo P, Huq MS, Seuntjens J, Christaki KE, Meghzifene A. Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: Summary of TRS-483, the IAEA-AAPM international Code of Practice for reference and relative dose determination. Med Phys 2018;45(11):e1123-45.
11. Palta JR. Linear Accelerator Acceptance Testing and Commissioning. Med Phys 2003;30(6):1356-7.
12. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin FF, Simon W, Dresser S, et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. Med Phys 2009;36(9):4197-212.
13. Miften M, Olch A, Mihailidis D, Moran J, Pawlicki T, Molineu A, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. Med Phys 2018;45(4):e53-83.
14. Tessier F, Kawrakow I. Effective point of measurement of thimble ion chambers in megavoltage photon beams. Med Phys. 2010 Jan;37(1):96-107.
15. Andreo P, Burns DT, Hohlfield K, Huq MS, Kanai T, Laitano F, et al. IAEA TRS-398: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. Vienna, Austria: International Atomic Energy Agency. 2000.
16. Gonzalez Lopez A, Vera Sanchez JA, Lago-Martin JD. Small fields measurements with radiochromic films. J Med Phys 2015 Apr-Jun;40(2):61-7.
17. Kinsella P, Shields L, McCavana P, McClean B, Langan B. Determination of MLC model parameters for Monaco using commercial diode arrays. J Appl Clin Med Phys 2016 Jul 8;17(4):37-47.
18. Casar B, Gershkevitch E, Mendez I, Jurković S, Huq MS. A novel method for the determination of field output factors and output correction factors for small static fields for six diodes and a microdiamond detector in megavoltage photon beams. Med Phys 2019 Feb;46(2):944-63.
19. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2 ed. New York: Psychology Press; 1988.
20. García-Garduño OA, Lárraga-Gutiérrez JM, Rodríguez-Villafuerte M, Martínez-Dávalos A, Celis MA. Small photon beam measurements using radiochromic film and Monte Carlo simulations in a water phantom. Radiother Oncol 2010 Aug;96(2):250-3.
21. Morales JE, Butson M, Crowe SB, Hill R, Trapp JV. An experimental extrapolation technique using the Gafchromic EBT3 film for relative output factor measurements in small x-ray fields. Med Phys 2016 Aug;43(8):4687.
22. Wilcox EE, Daskalov GM. Evaluation of GAFCHROMIC EBT film for Cyberknife dosimetry. Med Phys 2007 Jun;34(6):1967-74.
23. Li Y, Chen L, Zhu J, Wang B, Liu X. A quantitative method to the analysis of MLC leaf position and speed based on EPID and EBT3 film for dynamic IMRT treatment with different types of MLC. J Appl Clin Med Phys 2017;18(4):106-15.
24. McKenzie EM, Balter PA, Stingo FC, Jones J, Followill DS, Kry SF. Reproducibility in patient-specific IMRT QA. J Appl Clin Med Phys 2014;15(3):4741.

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

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



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

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

PHILIPS
sense and simplicity



Protocolo de control de calidad de sistemas de tomosíntesis de mama

Protocol for the quality control of Digital Breast Tomosynthesis Systems

Margarita Chevalier del Río¹, Manuel José Buades Forner², M^a Luisa Chapel Gómez³, Oliver Díaz Montesdeoca⁴, Julia Garayoa Roca⁵, Santiago Miquelez Alonso⁶, Teresa Monserrat Fuertes⁷, Patxi Rosales Espizua⁸, Ricardo Torres Cabrera⁹, Marina Álvarez Benito¹⁰, Joaquín Mosquera Oses¹¹, Sara Romero Martín¹²

¹ Radiofísica. Departamento de Radiología, Rehabilitación y Fisioterapia. Universidad Complutense de Madrid. Madrid.

² Especialista en Radiofísica. Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia.

³ Especialista en Radiofísica. Complejo Hospitalario de Toledo. Toledo.

⁴ Departamento de Matemáticas e Informática. Universidad de Barcelona. Barcelona.

⁵ Especialista en Radiofísica. Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz. Madrid.

⁶ Especialista en Radiofísica. Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona.

⁷ Especialista en Radiofísica. Hospital Universitario Central de Asturias. Oviedo.

⁸ Especialista en Radiofísica. Hospital Universitario Basurto. Bilbao.

⁹ Especialista en Radiofísica. Hospital Clínico Universitario. Valladolid.

¹⁰ Especialista en Radiodiagnóstico. Hospital Universitario Reina Sofía. Córdoba.

¹¹ Especialista en Radiodiagnóstico. Hospital San Rafael. A Coruña.

¹² Especialista en Radiodiagnóstico. Hospital Universitario Reina Sofía. Córdoba.

Fecha de Recepción: 21/09/2020 - Fecha de Aceptación: 01/03/2021

La tomosíntesis de mama ha experimentado un crecimiento exponencial en los últimos 10 años, fruto de las ventajas de esta modalidad de imagen para la detección y diagnóstico de las patologías mamarias. Su similitud con los equipos de mamografía convencional facilita un aprendizaje rápido de su manejo por parte de los Técnicos Superiores en Imagen para el Diagnóstico (TSID). Estos equipos son, además, versátiles pudiendo ser utilizados tanto para obtener mamografías digitales convencionales como tomografías.

Las sociedades de Física Médica, Protección Radiológica y de Diagnóstico por Imagen de la Mama han convergido en la necesidad de elaborar el presente documento. En su redacción se han considerado aspectos formativos y prácticos con el objetivo de facilitar el entendimiento y la realización de las pruebas de control de calidad. De acuerdo con esta filosofía, en este protocolo se introducen los resultados de los estudios clínicos que evidencian la capacidad diagnóstica de la tomosíntesis así como los fundamentos físicos de esta modalidad con una descripción de los distintos sistemas comercializados. Se incluyen las pruebas de control de calidad y los procedimientos a seguir que, a la luz del conocimiento actual, se consideran necesarias para asegurar el correcto funcionamiento de los equipos. En este protocolo, a diferencia de otros, se proporcionan criterios para evaluar la calidad clínica de la imagen aportando las herramientas que permitan al radiólogo valorar la calidad de imagen proporcionada por esta nueva modalidad. Este aspecto tiene un interés especial considerando la gran diferencia existente en la forma en la que se presenta la información diagnóstica en mamografía convencional y en tomosíntesis. Por otro lado, la inclusión de pruebas dirigidas a evaluar aspectos físicos y clínicos potencia la participación de todos los profesionales involucrados y favorece la coordinación en la interpretación de los resultados y en la optimización de las prestaciones de estos sistemas. Por otro lado, los criterios clínicos de calidad justifican las pruebas propuestas para el control de calidad de los aspectos físicos.

Las pruebas de control de calidad incluyen una metodología detallada sobre cómo llevar a cabo las medidas y analizar los datos. Esto se complementa con algunos ejemplos prácticos introducidos a modo de apéndices. Este enfoque es distinto al adoptado en los anteriores protocolos de control de calidad elaborados y publicados por las sociedades científicas en nuestro país. Con ello se pretende no solo facilitar los controles de calidad sino también sentar bases que permitan progresar en el entendimiento de los objetivos clínicos de esta modalidad.

*Correspondencia: chevalier@med.ucm.es

<https://doi.org/10.37004/sefm/2021.22.1.003>

En el momento de redactar este protocolo, no existían referentes a excepción del borrador publicado por la European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services (EUREF). En este sentido, queremos llamar la atención de los profesionales involucrados para que tomen un papel activo en la valoración de la validez de las pruebas propuestas en este documento de acuerdo con los resultados que vayan obteniendo en su aplicación.

Palabras clave: Tomosíntesis de mama, control de calidad, dosimetría, calidad de imagen.

Breast tomosynthesis has experienced exponential growth in the last 10 years, due to the advantages of this imaging modality for the detection and diagnosis of breast pathologies. In addition, DBT systems are similar to conventional mammography systems, making it easy for radiographers (TSID) to learn how to use them. DBT systems are also versatile, allowing the acquisition of both 2D digital mammograms and tomographies.

The scientific societies of Medical Physics, Radiological Protection and Breast Imaging have agreed on the need to develop a specific quality control protocol for DBT systems. In the drafting of the document, educational and practical aspects have been taken into account to facilitate the understanding and performance of the proposed tests. In accordance with this philosophy, firstly, the evidences that demonstrate the capacity of DBT in the diagnosis of breast lesions are presented. Secondly, the physical fundamentals of this technique are described, as well as the different DBT systems on the market. Quality control tests are included to evaluate the physical parameters that characterize the performance of the DBT systems, as well as tests to evaluate the physical and clinical image quality. This last aspect is a novelty with respect to other protocols and aims both to achieve greater involvement of all professionals (physicists, radiologists and radiographers) and to achieve a more coordinated approach to quality control tasks. On the other hand, the clinical quality criteria justify the tests proposed for the quality control of the physical aspects.

The methodology to be followed to perform the measurements and to analyse the data is detailed in each of the quality control tests. Some examples to illustrate the measurement analysis procedures are included in appendices at the end of the document. This approach is different from that adopted in previous protocols published in our country and is intended to facilitate the performance of the tests in addition to advancing the understanding of the imaging modality.

At the time of writing this document, only the protocol published by the European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening and Diagnosis (EUREF) exists. We want professionals to pay attention to this fact so that they take an active role in assessing the validity of the proposed tests based on the results they obtain..

Key words: Digital breast tomosynthesis, quality control, dosimetry, image quality.

Tabla de contenido

Prólogo	43
1. Tomosíntesis digital de mama	43
1.1. Historia	43
1.2. La tomosíntesis en la práctica clínica	43
1.3. Bases físicas de los sistemas de tomosíntesis de mama	44
1.3.1. Adquisición de las proyecciones	46
1.3.2. Algoritmos de reconstrucción	47
1.3.3. Imagen sintética	48
2. Protocolo de control de calidad de los parámetros físicos	49
2.1. Pruebas de constancia programadas por los fabricantes del equipo	49
2.2. Tipos de imágenes almacenados en los sistemas de tomosíntesis.....	49
2.3. Consideraciones previas.....	50
Pruebas de control de calidad.....	50
TDM01. Cambios en el <i>software</i>	50

2.4. Parámetros geométricos.....	52
TDM02. Coincidencia del campo de radiación (CR) con el detector (D)	52
2.5. Rendimientos.....	53
TDM03. Rendimiento del tubo de rayos X en condiciones clínicas	53
2.6. Calidad del haz	55
TDM04. Capa hemirreductora (CHR)	55
2.7. Tiempo de exposición	56
TDM05. Tiempo de exposición	56
TDM06. Límite de seguridad de corte	57
2.8. Control Automático de Exposición (CAE)	58
TDM07. Repetibilidad del CAE.....	58
TDM08. Compensación del CAE con el espesor y composición de la mama.....	60
2.9. Sistema de compresión.....	63
TDM09. Exactitud del espesor determinado por el sistema compresión.....	63
2.10. Detector.....	63
TDM10. Pérdida de tejido en la pared del tórax	63
TDM11. Componentes del ruido del detector	64
2.11. Calidad de la imagen de los planos reconstruidos	65
TDM12. Uniformidad de la imagen	65
TDM13. Coincidencia del volumen objeto con el volumen reconstruido.....	68
TDM14. Distorsión geométrica	69
TDM15. Dispersión de artefactos	71
TDM16. Umbral de sensibilidad.....	73
TDM17. Umbral de sensibilidad de la imagen sintética	74
2.12. Dosimetría en tomosíntesis digital de mama.....	76
TDM18. Estimación de la dosis glandular promedio para la mama estándar simulada con PMMA.....	76
TDM19. Estimación de la dosis glandular promedio por proyección (CC y MLO) para una muestra de pacientes.....	77
TDM20. Exactitud de los indicadores dosimétricos del equipo.....	78
3. Calidad de imagen técnica (CIT)	79
3.1. Maniqués para la evaluación de la CIT en tomosíntesis de mama.....	80
3.1.1. Maniquí Tomophan	80
3.1.2. Maniquí CIRS 021	82
3.1.3. Maniquí CIRS BR3D	82
3.1.4. Maniquí Modular DBT Gammex.....	84
3.1.5. Maniquí VOXMAN.....	84
3.1.6. Maniquí AGATHA.....	84
3.2. Maniqués realistas para evaluar y optimizar el examen de tomosíntesis de mama	84
3.2.1. Maniqués impresos en 3D	87
3.2.2. Maniqués compresibles	87

4. Calidad de imagen clínica (CIC)	87
4.1. Presentación de lesiones mamarias en tomosíntesis.....	88
4.1.1. Nódulos	88
4.1.2. Microcalcificaciones.....	89
4.1.3. Distorsión de la arquitectura	90
4.1.4. Asimetría de densidad	91
4.1.5. Características asociadas	92
4.2. Artefactos	92
4.2.1. Artefactos relacionados con la paciente.....	92
4.2.2. Artefactos relacionados con la reconstrucción 3D	93
4.2.3. Artefactos en la mamografía sintética	95
4.3. Criterios de calidad clínica	95
TDM21. Verificación de la calidad de imagen clínica.....	95
Apéndices	
A1. Etiquetas de las cabeceras DICOM de las imágenes de proyección y reconstruidas	97
A2. Aspectos metodológicos relacionados con la medida de los rendimientos y de la capa hemirreductora	99
A.2.1. Medida de los rendimientos.....	99
A.2.2. Medida de la capa hemirreductora (CHR).....	101
A3. Ejemplos prácticos del cálculo de los rendimientos y la capa hemirreductora	102
A.3.1. Cálculo de los rendimientos	102
A.3.2. Medida y cálculo de la capa hemirreductora con cámara de ionización	104
A4. Hojas de toma de datos para las pruebas del CAE	107
A5. Ejemplo práctico del cálculo de las componentes del ruido en el detector	107
A.5.1. Fuentes de ruido	107
A.5.2. Ejemplo práctico del análisis del ruido de la imagen	108
A6. Dosimetría. Valores tabulados de los factores de conversión	110
A.6.1. Valores tabulados para los factores g , c , y s para el cálculo de la dosis de mamas simuladas con PMMA.....	110
A.6.2. Valores tabulados para los factores g , c , y s para el cálculo de la dosis de pacientes	111
A.6.3. Valores tabulados para el factor T (mGy/mGy) para el cálculo de la dosis en la modalidad de tomosíntesis.....	114
A.6.4. Etiquetas de la cabecera DICOM con los datos necesarios para el cálculo de la DGM	116
Glosario de términos utilizados	116
Referencias	119
Bibliografía	121

Prólogo

La tomosíntesis de mama ha experimentado un crecimiento exponencial en los últimos 10 años, fruto de las ventajas de esta modalidad de imagen para la detección y diagnóstico de las patologías mamarias. Su similitud con los equipos de mamografía convencional facilita un aprendizaje rápido de su manejo por parte de los Técnicos Superiores en Imagen para el Diagnóstico (TSID). Estos equipos son, además, versátiles pudiendo ser utilizados tanto para obtener mamografías digitales convencionales como tomografías.

Las sociedades de Física Médica, Protección Radiológica y de Diagnóstico por Imagen de la Mama han convergido en la necesidad de elaborar el presente documento tratando de abordar aspectos tanto formativos como prácticos. De acuerdo con esta filosofía, en este protocolo se introducen en primer término las pruebas que evidencian la capacidad diagnóstica de la tomosíntesis, fruto de distintos estudios desarrollados en el ámbito clínico. En segundo lugar, se abordan los fundamentos físicos de esta modalidad con una descripción de los distintos sistemas comercializados. A continuación, se detallan las pruebas de control de calidad que, a la luz del conocimiento actual, se consideran necesarias para asegurar el correcto funcionamiento de los equipos proporcionando una calidad de imagen adecuada con unos valores de dosis aceptables. Por último, se proporcionan criterios para evaluar la calidad clínica de la imagen que dan la posibilidad y oportunidad al radiólogo de valorar la calidad de imagen proporcionada por esta nueva modalidad. Consideramos que este aspecto tiene un interés especial debido a la gran diferencia existente en la forma en la que se presenta la información diagnóstica en mamografía convencional y en tomosíntesis.

Las pruebas de control de calidad incluyen una metodología detallada sobre cómo llevar a cabo las medidas y analizar los datos. Esto se complementa con algunos ejemplos prácticos introducidos a modo de apéndices. Este enfoque es distinto al adoptado en los anteriores protocolos de control de calidad elaborados y publicados por las sociedades científicas en nuestro país. Con ello se pretende no solo facilitar los controles de calidad, también se persigue sentar bases que permitan progresar en el entendimiento de los objetivos clínicos de esta modalidad y, de esta manera, potenciar una mayor colaboración entre los distintos profesionales.

En el momento de redactar este protocolo, no existían referentes a excepción del borrador publicado por la *European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services* (EUREF). En este sentido, queremos llamar la atención de los profesionales involucrados para que tomen un papel activo en la valoración de las pruebas propuestas

en este documento de acuerdo con los resultados que vayan obteniendo en su aplicación.

1. Tomosíntesis digital de mama

1.1. Historia

La mamografía ha demostrado disminuir la mortalidad debida al cáncer de mama en un 20-30% [Mellado y col., 2013]. No obstante, esta técnica también presenta puntos débiles entre los que cabe destacar los cánceres no detectados (10%-30%) y un elevado número de mujeres rellamadas tras la realización de la mamografía de cribado. Las rellamadas originan ansiedad en las participantes en el cribado, así como exploraciones innecesarias, tanto diagnósticas como intervencionistas, correspondiendo la mayoría a falsos positivos.

La mama es una estructura tridimensional y la mamografía la estudia con proyecciones bidimensionales. La superposición de estructuras que se produce en la mamografía convencional puede dar lugar a imágenes sospechosas o falsos positivos, con la necesidad de realizar pruebas complementarias. En otras ocasiones, la superposición de estructuras puede enmascarar un cáncer, dando lugar a un falso negativo [Conant, 2014].

En los últimos años se han desarrollado nuevas técnicas destinadas a mejorar las limitaciones de la mamografía digital convencional, como son la tomografía por emisión de positrones (PET), la tomografía computarizada de mama (TCM), la mamografía con contraste y la tomosíntesis (TDM), siendo esta última la más prometedora.

La tomosíntesis posibilita visualizar la mama en un formato pseudo-tridimensional a partir de la adquisición de múltiples proyecciones bidimensionales y la utilización de algoritmos de reconstrucción que generan un conjunto de planos o cortes paralelos al soporte de la mama. Esto reduce el problema de superposición de estructuras y posibilita diferenciar entre estructuras situadas a distintas profundidades. Además, la mayor parte de los equipos de TDM permiten realizar mamografía digital 2D y tomosíntesis manteniendo la mama con la misma compresión, lo que ha sido denominado como "modo COMBO". Este procedimiento fue aprobado por la FDA (Food and Drug Administration) en 2011.

1.2. La tomosíntesis en la práctica clínica

En un primer momento, la tomosíntesis fue incorporada al diagnóstico mamario para comprobar su

rendimiento frente a la mamografía diagnóstica. Existen múltiples publicaciones que evidencian el alto rendimiento de esta técnica emergente describiendo su mayor precisión en la detección de nódulos, asimetrías y distorsiones de la arquitectura [Zuley y col., 2013; Durand y col., 2016; Mhuirheartaigh y col., 2017].

Una ventaja de la TDM es la mejora en la determinación de la morfología y los márgenes de una lesión en comparación con la mamografía digital, permitiendo una mayor discriminación entre lesiones benignas y malignas. Además, respecto a las lesiones malignas, la tomosíntesis también permite una detección mayor de lesiones multifocales, multicéntricas y bilaterales [Hooley y col., 2017]. Como se ha indicado, la TDM posibilita la localización tridimensional de la lesión dentro de la mama y aporta información que permite una mejor caracterización de las lesiones. Debido a ello, se reduce la necesidad de hacer proyecciones adicionales [Noroozian y col., 2012].

Tras la publicación en multitud de artículos de resultados que demuestran las ventajas de la TDM en el diagnóstico mamario, se iniciaron estudios de su rendimiento en el cribado del cáncer de mama. Estos estudios muestran un rango de aumento de la tasa de detección de cáncer entre un 30% [Skaane y col., 2013] a un 33,9% [Ciatto y col., 2013] y entre un 16%-18% de reducción en el número de rellamadas [Friedewald y col., 2014; Skaane y col., 2013].

La realización de mamografía digital junto a la tomosíntesis es necesaria para que el radiólogo pueda comparar con estudios previos de la paciente. Sin embargo, esto supone una doble exposición y, por tanto, un aumento en la dosis de radiación* recibida por la mujer. Este aumento significa multiplicar por 2,5 los riesgos de incidencia de cáncer de mama y mortalidad [Chevalier del Río, 2013] atribuibles a la mamografía. El desarrollo de la mamografía sintética, generada a partir de planos reconstruidos con tomosíntesis, se presentó como una posible solución a la necesidad de disponer de la mamografía digital y, con ello, una importante reducción de las dosis impartidas. En la actualidad existen múltiples trabajos que demuestran un rendimiento comparable de la imagen sintética y la mamografía digital cuando son valoradas junto al estudio de tomosíntesis [Skaane y col., 2014; Bernardi y col., 2016; Garayoa y col., 2018].

* A lo largo de este informe, se utiliza de modo genérico el término simplificado de "dosis" para designar algunas magnitudes y usar determinadas expresiones habituales en las áreas del radiodiagnóstico y radioprotección. Entre las magnitudes, están la dosis absorbida y las magnitudes dosimétricas específicas del radiodiagnóstico y la radioprotección. Entre las expresiones cabe citar: dosis de radiación, dosis en el paciente, dosis impartida al paciente, etc.

La doble lectura por estudio mamográfico es la forma de trabajo implantada en los cribados de mama como medida para incrementar la tasa de detección de cáncer [Mellado y col., 2013], pero en contraposición, también aumenta la tasa de rellamadas y supone un coste y trabajo adicional. Como hemos mencionado anteriormente, el uso de la TDM conlleva una disminución en el número de mujeres rellamadas para completar el estudio. Sin embargo, el número mayor de imágenes (cortes tomográficos) por estudio ha producido un aumento en el tiempo de lectura de hasta un 135% [Bernardi y col., 2012]. Para intentar solventar este inconveniente se ha planteado la lectura única de tomosíntesis más imagen sintética como nueva forma de trabajo en el cribado mamario tras demostrar un aumento de la tasa de detección de cáncer frente a la doble lectura de mamografía digital 2D [Houssami y col., 2017; Romero y col., 2018].

1.3. Bases físicas de los sistemas de tomosíntesis de mama

Los sistemas de TDM utilizan como plataforma un equipo de mamografía digital con el tubo de rayos X liberado. El tubo se mueve describiendo una trayectoria en forma de arco alrededor de la mama con un rango angular limitado [Niklason y col., 1997]. Durante el desplazamiento del tubo, se adquiere un número definido de proyecciones de baja dosis mientras que la mama permanece comprimida. A partir de estas proyecciones es posible reconstruir múltiples planos o cortes paralelos al tablero o soporte de la mama de 1 mm de espesor (0,5 mm en algunos casos) utilizando algoritmos de reconstrucción. Este esquema de funcionamiento es el adoptado en la mayoría de los sistemas de TDM. Las diferencias existentes entre unos y otros son fruto de múltiples estudios llevados a cabo para establecer una configuración óptima partiendo, en primer término, de las características de los equipos mamográficos digitales previamente comercializados.

Los elementos a combinar en el diseño de los sistemas de TDM son la calidad del haz de radiación, el procedimiento de adquisición de las proyecciones, los algoritmos de reconstrucción y la dosis de radiación impartida. También son relevantes la presencia de radiación dispersa y las características del detector. En la Tabla 1.1 se resumen las características de los sistemas TDM comercializados en el momento de la redacción de este protocolo.

Tabla 1.1. Especificaciones de los sistemas de tomosíntesis de mama.*

Sistema TDM	Fujifilm Amulet Innovality	GE Healthcare SenoClaire ¹	GE Healthcare Pristina	Hologic Selenia Dimensions	Hologic 3Dimensions Clarity
Geometría	Campo Completo	Campo Completo	Campo Completo	Campo Completo	Campo Completo
Tipo de detector	Integrador de energía	Integrador de energía	Integrador de energía	Integrador de energía	Integrador de energía
Material del detector	a-Se	CsI-Si	CsI-Si	a-Se	a-Se
Píxel en el detector (µm)	68 ²	100	100	70	70
Píxel en las proyecciones (µm)	Binning: 100 (no binning: 50)	100	100	Binning: 140 ³	70
Píxel en el plano reconstruido (µm)	50-100-150	100	100	195-117 ⁴ / <70	<70 ⁴
Movimiento del tubo de rayos X	Continuo	<i>Step-and shoot</i>	<i>Step-and shoot</i>	Continuo	Continuo
Ánodo	W	Mo/Rh	Mo/Rh	W	W
Filtro	Al: 700 µm	Mo: 30µm Rh: 25 µm	Mo: 30µm Ag: 30µm	Al: 700 µm	Al: 700 µm
Rango Angular (°)	15/40	25	25	15	15
Número de proyecciones	15	9	9	15	15
Distancia fuente - detector (mm)	650	660	660	700	700
Distancia detector - centro rotación (mm)	46	40	40	0	0
Rejilla	No	Sí	Sí	No	No
Sistema TDM	IMS Giotto TOMO	IMS Giotto Class	Planmed Clarity3D	Siemens Mammomat Inspiration	Siemens Mammomat Revelation
Geometría	Campo Completo	Campo Completo	Campo Completo	Campo Completo	Campo Completo
Tipo de detector	Integrador de energía	Integrador de energía	Integrador de energía	Integrador de energía	Integrador de energía
Material del detector	a-Se	a-Se	a-Se	a-Se	a-Se
Píxel en el detector (µm)	85	85	85	85	85
Píxel en las proyecciones (µm)	85	85	83	85	85
Píxel en el plano reconstruido (µm)	90	90	Binning: 160 (no binning: 85)	85	85
Movimiento del tubo de rayos X	<i>Step-and shoot</i>	<i>Step-and shoot</i>	Continuo Sync-and-Shoot	Continuo	Continuo
Ánodo	W	W	W	W	W
Filtro	Rh: 50 µm Ag: 50 µm	Ag: 50 µm	Rh: 60 µm Ag: 75 µm	Rh: 50 µm Mo: 30 µm	Rh: 50 µm
Rango Angular (°)	40	30	30	50	50
Número de proyecciones	13	11	15	25	25
Distancia fuente - detector (mm)	685	690	650	650	650
Distancia detector - centro rotación (mm)	20	40	4,4	47	47
Rejilla	No	No	No	No	No

*El sistema comercializado por Philips no se ha incluido debido a que se ha interrumpido su fabricación y comercialización.

1. También denominado comercialmente GE Essential. 2. Píxel hexagonal. 3. En algunos equipos la adquisición de las proyecciones se ha actualizado a la versión más moderna y no se hace binning. 4. El tamaño del píxel de los planos reconstruidos cambia con la distancia al detector en los equipos en los que la adquisición no se ha actualizado y se mantiene el binning del detector (140 µm).

1.3.1. Adquisición de las proyecciones

Los parámetros que caracterizan el procedimiento de adquisición de los sistemas TDM son el tipo de movimiento del tubo de rayos X y la geometría de adquisición (rango angular y número de proyecciones), la dosis impartida, el tratamiento de la radiación dispersa, la calibración del control automático de exposición y el funcionamiento del detector [Sechopoulos Part I].

i. Geometría del movimiento del tubo de rayos X

En la mayoría de los sistemas de TDM, el tubo de rayos X gira mientras que el soporte de la mama y el detector de imagen se mantienen estacionarios. Existen algunos sistemas en los que tubo y detector giran alrededor del mismo centro de rotación, desplazándose en direcciones opuestas. Con ambas geometrías, la distancia del foco del tubo de rayos X a la mama cambia con el ángulo de la proyección, dando lugar a una amplificación de la imagen distinta en cada proyección que debe ser corregida geoméricamente. En el movimiento denominado continuo de exposición sincronizada (*continuous sync and shoot*), el tubo se mueve de forma continua y sincronizada con el detector y el soporte de la mama de forma que estos últimos se inclinan en la dirección del movimiento del tubo [Jousi y col., 2019].

ii. Movimiento del tubo de rayos X

El movimiento del tubo puede ser continuo (*flying tube*), secuencial, con una parada en cada proyección (*step-and-shoot*), o de movimiento continuo sincronizado. La duración del barrido en los equipos con movimiento continuo es menor. El inconveniente asociado es una disminución de la resolución de la imagen en la dirección del movimiento debido al mayor tamaño aparente del foco [Marshall y col., 2012; Rodríguez-Ruiz y col., 2016]. En el movimiento *step-and-shoot*, el tubo se detiene en cada adquisición, eliminando así la pérdida de resolución debida al movimiento continuo. La desventaja es una duración del barrido mayor debido a que el tubo se mueve más lentamente, lo que podría propiciar el movimiento de la paciente con el consiguiente aumento de la borrosidad en la imagen.

La degradación en la calidad de imagen puede ocurrir también como consecuencia de un desajuste entre la emisión del tubo de rayos X y los ciclos de adquisición del detector. Este desajuste puede deberse a problemas en el movimiento del tubo. Irregularidades en este movimiento pueden influir notablemente en la visibilidad de una estructura o de una lesión, así como en el algoritmo de reconstrucción.

iii. Rango angular, número de proyecciones y dosis

El rango angular es el ángulo subtendido entre los rayos principales de la primera y última proyección.

Su valor determina el ángulo de incidencia máximo del haz de rayos X sobre el detector. La precisión para definir la profundidad (z) a la que se encuentra una estructura en la mama (resolución en profundidad) aumenta con el rango angular [Hu y col., 2008; Ren y col., 2006]. Sin embargo, cuanto mayor es este parámetro, mayor es la inclinación con la que incide el haz de radiación, aumentando la penumbra de las estructuras en las proyecciones. Esto origina una pérdida de resolución en las proyecciones que se propaga a los cortes tomográficos o planos reconstruidos (resolución xy) [Mainprize y col., 2006]. Si el rango angular es pequeño, la resolución en profundidad disminuye mientras que aumenta la del plano xy .

El número total de proyecciones (número de exposiciones obtenidas en un barrido de tomosíntesis) determina el muestreo del volumen bajo examen. La modalidad de TDM, a diferencia de las técnicas de tomografía computarizada, utiliza un número limitado de proyecciones (submuestreo) dando lugar a la aparición de artefactos en la reconstrucción. Por tanto, el aumento del número de proyecciones reduce los artefactos y mejora la calidad de imagen [Lu y col., 2011]. El rango angular y el número de proyecciones son dos parámetros muy interdependientes, ya que, el número de proyecciones necesarias ha de aumentar a medida que lo hace el rango angular para reducir la presencia de artefactos y ha de aumentar la calidad de imagen de los planos reconstruidos [Zhou y col., 2007].

El número de proyecciones y la dosis por proyección determinan la dosis total de radiación impartida en el barrido de tomosíntesis. El criterio más común es ajustar ambos parámetros para que la dosis total no exceda a la debida a una mamografía digital. El número de proyecciones necesarias para un valor fijo del rango angular y de la dosis total presenta un máximo por encima del cual no se produce ninguna mejora en la calidad de imagen [Sechopoulos y col., 2009; Ren y col., 2006]. Hay que tener en cuenta que un aumento del número de proyecciones, manteniendo constante el valor de la dosis, reduce la exposición por proyección y produce imágenes muy ruidosas. En consecuencia, disminuye el valor de la relación contraste-ruido en los planos reconstruidos.

iv. Radiación dispersa

Las rejillas antidispersoras de los equipos mamográficos convencionales son focalizadas. Su uso en TDM implica una absorción muy importante de la radiación primaria en las proyecciones con ángulos distintos de cero [Díaz y col., 2014]. Por esta razón, la mayor parte de los sistemas de TDM no utilizan la rejilla durante las adquisiciones tomográficas (ver tabla 1.1). La presencia de la radiación dispersa disminuye el contraste e incrementa el ruido de las proyecciones originando artefactos en los planos reconstruidos [Wu

y col., 2009]. En algunos casos, se separa el detector del soporte de la mama dejando una capa de aire que absorbe parte de esta radiación. En otros casos, se utilizan algoritmos de procesamiento de la imagen basados en métodos de Monte Carlo para minimizar los efectos en la calidad de imagen que origina la radiación dispersa.

v. Calibración del control automático de exposición

La modalidad de tomosíntesis reduce en gran medida la superposición de tejidos, minimizando la necesidad de emplear haces de baja energía para obtener un alto contraste de las lesiones. Se han introducido tubos con combinaciones ánodo/filtro que dan lugar a haces de radiación más penetrantes [Nosratieh y col., 2015; Hernandez y col., 2017], lo que en términos generales causa una disminución de la dosis absorbida.

El funcionamiento del CAE se basa, tanto en mamografía como en TDM, en una preexposición de muy baja dosis que determina las propiedades de atenuación de la mama y, por tanto, la carga del tubo que se utilizará para adquirir las imágenes. En la modalidad de TDM, la preexposición suele hacerse antes o en la primera proyección dependiendo del fabricante. El área del detector que utiliza el CAE para determinar la atenuación de la mama varía entre los distintos fabricantes, pudiendo corresponder a toda la superficie ocupada por la proyección de la mama o solamente a una región previamente establecida e independiente de las características de la mama. En el primer caso, el sistema determina la región con mayor atenuación para seleccionar la carga del tubo y, en el segundo, la carga es función de la atenuación de la mama que se proyecta en la región elegida. El espesor de la mama bajo compresión es el otro parámetro importante que utiliza el CAE para determinar la calidad del haz que será seleccionada (tensión y filtro). Algunos fabricantes han desarrollado un algoritmo para determinar la glandularidad de la mama que combina la atenuación medida en la preexposición y el espesor bajo compresión. La combinación ánodo/filtro, la tensión y la carga del tubo se establecen en función del valor de estos parámetros [Shramchenko y col., 2004].

vi. Detector

Los detectores que se utilizan en los sistemas de TDM se basan en la misma tecnología que los instalados en los equipos de mamografía digital de panel plano: son detectores matriciales de selenio amorfo o de CsI acoplados a silicio amorfo. Las modificaciones llevadas a cabo para su uso en TDM afectan a su electrónica, incrementando la velocidad de los procesos de lectura de la imagen y transferencia de la información. Tanto en la modalidad 2D como en la de tomografía, la imagen es preprocesada para corregir píxeles defectuosos y muertos, así como para aplanar el campo. El aplanamiento puede no ser igualmente efectivo en

todas las proyecciones de tomografía si no se utilizan las imágenes de campo plano adecuadas.

La función de respuesta de los detectores para TDM es lineal o logarítmica de forma análoga a la de los detectores de mamografía digital. Sin embargo, en TDM el detector funciona en la región de la función de respuesta asociada con valores bajos de la exposición. Esto implica trabajar en condiciones más "ruidosas" en las que el ruido generado por el propio detector (estructural y electrónico) puede alcanzar valores próximos al ruido cuántico. Bajo determinadas condiciones (fallos en la electrónica o en las conexiones durante la instalación, temperatura ambiental alta, etc.), el ruido cuántico puede ser superado por cualquiera de los otros dos produciéndose una degradación importante de la calidad de imagen. Algunos fabricantes, para evitar este problema, agrupan píxeles (*binning*) en la etapa de adquisición de las proyecciones. Este procedimiento disminuye la resolución del sistema, pero reduce el ruido asociado debido a la mayor exposición acumulada por píxel en la adquisición de las proyecciones [Ren y col., 2005].

1.3.2. Algoritmos de reconstrucción

Una parte fundamental del proceso de formación de la imagen en tomosíntesis es la reconstrucción de los distintos planos a partir de la información contenida en las proyecciones. Para ello, se emplean algoritmos similares a los diseñados para tomografía computarizada o para tomografía computarizada de haz cónico [Dobbins y col., 2003] que han sido adaptados para TDM [Sechopoulos Part II, 2013]. No menos importantes son los algoritmos de posprocesado destinados a eliminar artefactos o mejorar el contraste.

El método analítico más utilizado es el denominado de retroproyección filtrada (FBP) debido a su sencillez y rapidez. La calidad de la imagen reconstruida depende enormemente de los filtros aplicados a los datos de las proyecciones antes de llevar a cabo la retroproyección. Se han diseñado filtros específicos para TDM como el *slice thickness* que compensa el efecto del limitado rango angular y que reduce la presencia de los artefactos fuera de plano [Mertelmeier y col., 2006]. Este último filtro también reduce el *aliasing* (solapamiento que se produce cuando el objeto se muestrea con una frecuencia inadecuada, que suele manifestarse como una banda de interferencia) y mejora la eficiencia de detección. Los filtros de rampa también se han modificado para compensar la pérdida de información a bajas frecuencias [Zhou y col., 2007] mejorando el aplanamiento en los planos reconstruidos.

Por otro lado, los métodos iterativos incluyen, por norma general, una estimación de la imagen reconstruida (p. ej. mediante FBP). Posteriormente, se

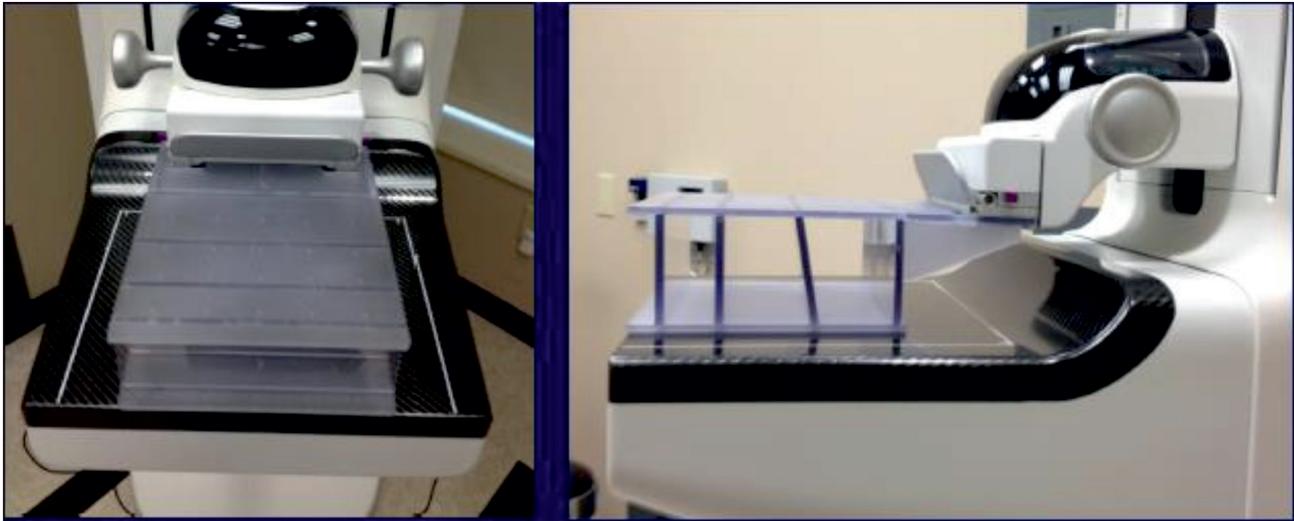


Fig. 1.1. Ejemplo de maniquí suministrado por el fabricante (Hologic) para la calibración geométrica del sistema de tomosíntesis. (Cortesía de J. Garayoa).

estiman las proyecciones originales (p.ej., mediante reproyección) y se comparan con las proyecciones reales del sistema. Tras este proceso, se optimizan los parámetros de reconstrucción y se repite la operación un cierto número de iteraciones hasta lograr un nivel de precisión predeterminado.

Los métodos iterativos más comunes son los algebraicos (p. ej. ART, SIRT, SART) y los estadísticos (p.ej. algoritmo *expectation-maximization*). Además, los algoritmos iterativos también se han utilizado en el desarrollo de filtros que pueden combinarse con los utilizados en el preprocesado de las proyecciones previo a la aplicación del FBP. Estos filtros compensan la reducción de contraste que la FBP origina a bajas frecuencias, mejorando el contraste en las áreas de la mama con mayor densidad [Ludwig y col., 2008].

Las reconstrucciones con métodos iterativos suelen generar una mejor calidad en la imagen reconstruida, aunque requiere de tiempos elevados de computación debido a la complejidad de los cálculos a realizar. Sin embargo, estos tiempos se han reducido en la actualidad a pocos segundos con el uso de unidades de procesamiento gráfico (GPU) y están reemplazando a los tradicionales FBP en muchos de los sistemas de TDM.

Como ya se ha indicado, la modalidad de TDM es muy susceptible a la aparición de artefactos debido al limitado rango angular y al reducido número de proyecciones. Los algoritmos de reconstrucción se suelen acompañar de procesados adicionales dirigidos a eliminar al máximo la presencia de estos artefactos [Wu y col., 2006; Zhang y col., 2007].

A lo largo de la vida útil del sistema, los fabricantes modifican los algoritmos de reconstrucción con el objetivo de optimizar la calidad de imagen de la TDM. La tendencia es a utilizar el algoritmo FBP combinado en mayor o menor proporción con algoritmos iterativos.

Por tanto, es importante tener en cuenta la versión del *software* empleado que aparece en la cabecera DICOM de las imágenes de TDM.

Todos los algoritmos de reconstrucción se basan en un conocimiento riguroso de la geometría de adquisición de las proyecciones. Por ello, es necesario hacer una calibración de la geometría de forma periódica utilizando los objetos de test (fig. 1.1) que suministran los fabricantes [Li y col., 2010]. El Técnico Superior en Imagen para el Diagnóstico (TSID) que opera el equipo es el encargado de hacer dichos tests con la periodicidad indicada por el fabricante.

1.3.3. Imagen sintética

Los ensayos clínicos llevados a cabo con los primeros sistemas de TDM mostraron que esta modalidad tenía una menor capacidad de detección de las microcalcificaciones que las imágenes mamográficas digitales [Spangler y col., 2011]. Esto originó que la FDA aprobara en Estados Unidos la comercialización del primer equipo de TDM condicionado a la obtención de una imagen 2D junto con las adquisiciones de tomosíntesis. Por otro lado, los radiólogos necesitan poder visualizar la imagen de la mama en la forma habitual. La doble adquisición o adquisición COMBO conlleva una penalización en términos de dosis pudiendo llegar a duplicarse los valores impartidos con la mamografía digital. La introducción de una imagen sintética generada a partir de los planos reconstruidos es la alternativa escogida por todos los fabricantes para sustituir a la imagen 2D y reducir los valores de dosis. Los algoritmos de generación de la imagen sintética utilizan la información contenida en los planos reconstruidos y, por tanto, su calidad está muy ligada a la de dichos

planos siendo muy dependiente de la marca y modelo del sistema de TDM. Estos algoritmos han experimentado sucesivas mejoras (actualizaciones) y se asume que, en general, su calidad es suficiente como para ser utilizada para diagnóstico, siempre acompañada de la lectura de los planos reconstruidos [Garayoa y col., 2018; Romero y col., 2018].

2. Protocolo de control de calidad de los parámetros físicos

En este apartado se detallan las pruebas para el control de calidad de los aspectos técnicos de los sistemas de TDM. Estas pruebas se complementan con las propuestas para los sistemas de mamografía digital en el Capítulo 3.2 del Protocolo Español de Control de Calidad. Revisión 2011 (PECCR-2011) en lo referente al funcionamiento en la modalidad 2D disponible en estos sistemas. Se distinguen tres tipos de pruebas de acuerdo con lo establecido en el PECCR-2011: *pruebas de aceptación*, son aquellas que se llevan a cabo durante la instalación del equipo en las condiciones detalladas en el PECCR-2011; *pruebas de estado*, cuyo objetivo es establecer los valores de referencia asociados al funcionamiento del equipo. Estas pruebas se hacen tras la aceptación (frecuencia “Inicial”, I) o cuando se producen modificaciones (frecuencia “Tras cambios”, TC) que afectan a partes fundamentales del equipo (tubo de rayos X, detector, etc.); *pruebas de constancia*, que se realizan para vigilar la constancia del funcionamiento del equipo. Han de hacerse con una alta frecuencia que puede ser anual (A), semestral (S), semanal (SM) o diaria (D). Las frecuencias indicadas en las pruebas propuestas en este protocolo pueden incrementarse en función de los recursos humanos, la instrumentación disponible o posibles cambios en la configuración del sistema que requieran verificarse con una periodicidad superior a la esperable.

2.1. Pruebas de constancia programadas por los fabricantes del equipo

Los sistemas de TDM requieren que su funcionamiento se revise con mucha más frecuencia (pruebas rutinarias) que los sistemas convencionales debido a que el mayor número de exposiciones por paciente puede originar desajustes en el movimiento del tubo de rayos X. Las pruebas rutinarias son obligatorias y están programadas por el fabricante del equipo de forma que su ejecución se exige automáticamente con una periodicidad que puede ser desde diaria a semestral. La responsabilidad de las pruebas diarias o semanales recae en el usuario. Las pruebas

semestrales son en muchos casos responsabilidad de los servicios técnicos del equipo. En ambos casos, son pruebas sencillas e intuitivas en las que solo es necesario seguir los pasos que se van indicando en la consola del equipo. Se verifican diversos parámetros tales como la calibración de la ganancia del detector, la geometría para asegurar el correcto posicionamiento del tubo, etc. que varían entre los distintos sistemas comercializados. Pueden requerir el uso de maniqués, tales como el mostrado en la fig. 1.1, que son suministrados por el fabricante.

2.2. Tipos de imágenes almacenados en los sistemas de tomosíntesis

Los tipos de imágenes que se almacenan en los sistemas de tomosíntesis de mama varían con el fabricante y pueden ser los siguientes:

- Proyecciones preprocesadas.
- Proyecciones procesadas o normalizadas.
- Planos reconstruidos.
- Imágenes sintéticas a las que cada fabricante da un nombre (C-View, Prime View, etc.).
- Planos reconstruidos utilizando el algoritmo de retroproyección.

La norma DICOM para los ficheros asociados a las imágenes de tomosíntesis es “Breast Tomosynthesis Object” (BTO). Sin embargo, la mayoría de los fabricantes mantienen formatos particulares. En unos casos, tanto las proyecciones como los planos reconstruidos asociados a un mismo paciente (prueba de test en nuestro caso) se almacenan de forma individual en formato dcm incluyendo en el nombre un identificador para distinguir unas de otras (Siemens). En otros, tanto proyecciones como planos se almacenan en carpetas comprimidas diferentes en formato BTO que hay que descomprimir (Hologic). Este mismo fabricante puede presentar las proyecciones y los planos reconstruidos comprimidos en ficheros cuya denominación comienza por “SC”. La descompresión requiere un *software* especial, que puede ser proporcionado por el fabricante. Por último, los planos reconstruidos pueden almacenarse de forma apilada (*stack*), de manera que sigue siendo posible hacer medidas en planos individuales (GE).

La exportación de imágenes desde el sistema puede ser un procedimiento bastante largo dependiendo del número de imágenes. En algunos casos es posible descargar las imágenes desde la propia unidad de adquisición (Hologic, Siemens, Fuji) y, en otros, la descarga ha de hacerse desde la estación de lectura (GE) debido a que la reconstrucción se lleva a cabo en dicha unidad.

2.3. Consideraciones previas

Antes de realizar las medidas, hay que tener en cuenta lo siguiente:

- Todos los equipos de TDM deben disponer de un modo estacionario (“*Zero degree*”) para poder hacer las medidas de ciertos parámetros como son la capa hemirreductora o los rendimientos que requieren que el tubo esté fijo. En este modo, el equipo adquiere todas las proyecciones sin que el tubo se desplace.
- En la mayoría de los sistemas de TDM, la proyección central no corresponde exactamente a 0°. De igual manera, los ángulos de las proyecciones primera y última no coinciden exactamente con el máximo ángulo tomográfico indicado en las especificaciones de los equipos.
- Es importante tener presente a la hora de hacer las pruebas específicas de TDM que la altura del compresor (espesor) determina el número de planos reconstruidos que se generan. Este aspecto es relevante para las pruebas de análisis de los planos reconstruidos que se hacen sin compresor en las que habrá que seleccionar un espesor de mama que sea igual o ligeramente superior a la altura del maniquí empleado. De esta forma se asegura que se reconstruyen todos los planos necesarios. En las pruebas en las que se mantiene el compresor, éste se colocará en contacto con los objetos de test. En caso de ser necesario aplicar una fuerza de compresión para que el equipo haga el disparo, ésta será lo más ligera posible.
- En todos los sistemas de TDM, la altura a la que se encuentra cada plano reconstruido se mide tomando como referencia el tablero o soporte de la mama. Por ejemplo, un plano que se encuentre a una altura de 5 mm significa que dista 5 mm del tablero. El último plano corresponde a la base de la pala de compresión.
- En algunos equipos existe un modo de operación denominado “*Phantom mode*” o “*QA mode*” que es el que los fabricantes recomiendan seleccionar para las pruebas de control de calidad. Este modo está normalmente preprogramado por lo que no suele aportar información sobre problemas que puedan aparecer cuando el equipo se opera en los modos clínicos. Por ejemplo, en algunos casos la reconstrucción incluida en este modo se hace utilizando un algoritmo de retroproyección simple que, por sus propias características, minimiza los artefactos. Por tanto, se recomienda hacer todas las pruebas en los modos clínicos.
- En todos los sistemas es posible realizar la adquisición mamográfica y el barrido de tomosíntesis una a continuación de la otra sin necesidad

de descomprimir (la excepción es el sistema Senoclaire de GE). Este modo de adquisición disminuye el tiempo empleado en realizar las pruebas de calidad para mamografía 2D y tomosíntesis.

- Los fabricantes etiquetan de forma distinta tanto las proyecciones como los planos reconstruidos. Por tanto, es necesario familiarizarse con el etiquetado que se usa en el equipo concreto para distinguir entre las distintas proyecciones (primera, cero, etc.) y entre los distintos planos reconstruidos de la tomosíntesis.
- La exportación de las imágenes que se adquieren durante el control de calidad (proyecciones, planos reconstruidos, imágenes 2D y sintéticas) puede hacerse de forma fácil conectando un disco de almacenamiento externo de alta capacidad (memorias USB o discos duros) al disco duro que controla el equipo (unidad de adquisición). Seleccionando la opción de exportación, se elige el disco externo como unidad de destino. Esta operación puede hacerse en muchos casos al mismo tiempo que las pruebas de control de calidad y resulta más rápida que a través del PACS. Por otro lado, es importante tener en cuenta que, para evitar sobrecargar el PACS, no suelen enviarse las proyecciones de la TDM. La excepción son los sistemas de GE en los que la grabación de las imágenes ha de hacerse en la unidad de lectura ya que, en estos sistemas, la reconstrucción se lleva a cabo en dicha unidad.
- En algunos sistemas, el detector y el soporte de la mama están ligeramente inclinados (Siemens). Esto se ha de tener en cuenta a la hora de realizar medidas en los planos o cortes y de interpretar los resultados de algunas pruebas como las TDM14 o TDM15.

Pruebas de control de calidad

Las tolerancias indicadas en la tabla 2.1 son provisionales debido a la experiencia limitada que se tiene con los equipos de TDM y a la diversidad en el funcionamiento que presentan los sistemas comercializados.

TDM01. Cambios en el *software*

- **Objetivo:** Detectar cambios en la versión del *software* que puedan afectar a los parámetros de adquisición, reconstrucción y generación de la imagen sintética.
- **Tolerancia:** No aplica.
- **Material:** Cabecera DICOM de las proyecciones del barrido de tomosíntesis o de los planos reconstruidos y de la imagen sintética.

Tabla 2.1. Relación de las pruebas de control de calidad propuestas junto con sus tolerancias y frecuencia de realización (I: Inicial; TC: Tras cambios; A: Anual; S: Semestral).

PRUEBA		TOLERANCIA	Frecuencia																								
TDM01	Cambios en el <i>software</i>	—	I/TC/A																								
TDM02*	Coincidencia del campo de radiación (CR) con el detector (D)	Lados laterales y posterior: CR ≤ D Tórax: CR-D ≤ 5 mm	I/TC																								
TDM03	Rendimiento del tubo de rayos X en condiciones clínicas	Repetibilidad ≤ 5% Reproducibilidad ≤ 10%	I/TC/A																								
TDM04	Capa hemirreductora (CHR)	Ver valores orientativos en la prueba	I/TC/A																								
TIEMPO DE EXPOSICIÓN																											
TDM05	Tiempo exposición	Especificaciones del fabricante	I/TC																								
TDM06	Límite de seguridad de corte	Especificaciones del fabricante	I/TC																								
CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN																											
TDM07	Repetibilidad del CAE	Carga (mAs) ≤ 5% RCR ¹ ≤ ±10%. DGM ² ≤ 5%	I/TC/A																								
TDM08	Compensación del CAE con el espesor y composición de la mama	—	I/TC/A																								
SISTEMA DE COMPRESIÓN																											
TDM09	Exactitud del espesor	≤ ± 5 mm	I/TC/A																								
DETECTOR (proyecciones)																											
TDM10*	Pérdida de tejido en la pared del tórax	Anchura tejido no visualizado ≤ 5 mm	I/TC																								
TDM11	Componentes del ruido del detector	Componente principal: Ruido cuántico	I/TC																								
CALIDAD DE LA IMAGEN RECONSTRUIDA (planos reconstruidos)																											
TDM12	Uniformidad de la imagen	Uniformidad global: < 15% Uniformidad local: < 10%	I/TC																								
TDM13	Coincidencia del volumen objeto con el volumen reconstruido	Anchura tejido no visualizado en los planos reconstruidos ≤ 5 mm	I/TC																								
TDM14	Distorsión geométrica	En el plano reconstruido ≤ 5% En profundidad: < 2 mm	I/TC/A																								
TDM15	Dispersión de artefactos	≤ 20% con respecto al valor de referencia	I/TC/A																								
TDM16	Umbral de sensibilidad	PDD ³ ≥ 90% con respecto al valor de referencia	I/TC/A																								
TDM17	Umbral de sensibilidad de la imagen sintética	PDD ³ ≥ 90% con respecto al valor de referencia	I/TC/A																								
DOSIS GLANDULAR PROMEDIO (mGy): Valores de referencia																											
TDM18	Dosis glandular promedio para la mama estándar simulada con PMMA	<table border="1"> <thead> <tr> <th>Esp. PMMA (cm)</th> <th>Esp. mama (cm)</th> <th>DGM (mGy)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>2</td> <td>2,1</td> <td>1,2</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>3,2</td> <td>1,5</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>4,5</td> <td>2,0</td> </tr> <tr> <td>4,5</td> <td>5,3</td> <td>2,5</td> </tr> <tr> <td>5</td> <td>6,0</td> <td>3,0</td> </tr> <tr> <td>6</td> <td>7,5</td> <td>4,5</td> </tr> <tr> <td>7</td> <td>9,0</td> <td>6,5</td> </tr> </tbody> </table>	Esp. PMMA (cm)	Esp. mama (cm)	DGM (mGy)	2	2,1	1,2	3	3,2	1,5	4	4,5	2,0	4,5	5,3	2,5	5	6,0	3,0	6	7,5	4,5	7	9,0	6,5	I/TC/A
		Esp. PMMA (cm)	Esp. mama (cm)	DGM (mGy)																							
		2	2,1	1,2																							
		3	3,2	1,5																							
		4	4,5	2,0																							
		4,5	5,3	2,5																							
		5	6,0	3,0																							
6	7,5	4,5																									
7	9,0	6,5																									
TDM19	Dosis glandular promedio por proyección (CC y MLO) para una muestra de pacientes		I/TC/A																								
TDM20	Exactitud de los indicadores dosimétricos del equipo	± 10% en promedio con respecto a los valores medidos	I/TC/A																								
TDM21	Verificación de la calidad de imagen clínica ⁴	> 90% estudios debe cumplir con: a) Criterios visualización lesiones b) Sin artefactos no aceptables	I/TC/S																								

*Ambas pruebas se hacen al mismo tiempo. 1. RCR: Relación contraste-ruido; 2. DGM: Dosis glandular promedio; 3. PDD: Promedio detalles detectados. 4. Pruebas responsabilidad del radiólogo (Capítulo 4. Tabla 4.1). Las tolerancias indicadas en la tabla 2.1 son provisionales debido a la experiencia limitada que se tiene con los equipos de TDM y a la diversidad en el funcionamiento que presentan los sistemas comercializados.

- **Frecuencia:**
Inicial/Tras cambios/Anual.
- **Procedimiento:**
Las versiones de *software* de los diferentes módulos que afectan a la adquisición y reconstrucción, así como a la generación de la imagen sintética, se almacenan en las cabeceras DICOM. En el *Apéndice A.1* se especifican las etiquetas en las que suele almacenarse esta información junto con otras de interés, aunque puede haber variaciones entre fabricantes. Durante la aceptación del equipo se verificarán con el suministrador las etiquetas en las que se almacena la información de utilidad y se anotarán los identificadores de la versión del *software* instalado.
En caso de observar cambios se procederá a medir los parámetros más directamente afectados para determinar si han experimentado variaciones. Por ejemplo, en caso de actualizaciones en el procedimiento de adquisición se valorará cómo afecta a la calibración del control automático de exposición (cambios en la relación contraste-ruido o en los valores de dosis); si los cambios se producen en los algoritmos de reconstrucción, se valorará cómo se modifica la relación contraste-ruido y/o la dispersión de artefactos en los planos reconstruidos.
- **Observaciones:**
Algunos parámetros relevantes pueden estar contenidos en etiquetas privadas. Conviene informarse con el fabricante.

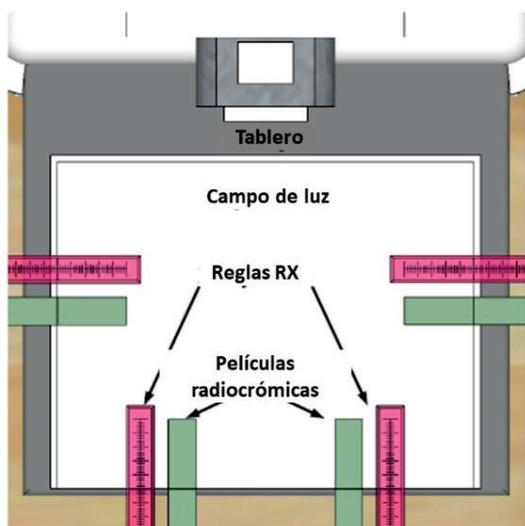
Se comprobarán las versiones del *software* siempre y cuando se detecten cambios en los resultados del análisis de las imágenes reconstruidas.

2.4. Parámetros geométricos

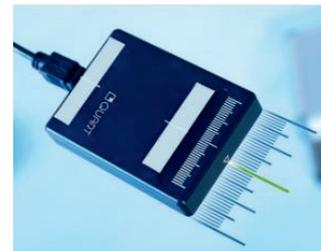
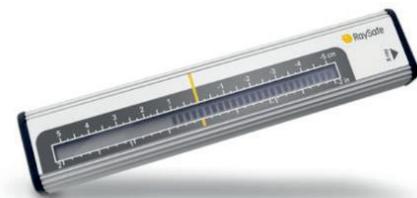
El movimiento del tubo puede originar que el haz de rayos X interfiera con dispositivos tales como el compresor. Por tanto, se recomienda hacer la prueba de evaluación de artefactos MD004 propuesta en el PECCR-2011 en modo tomosíntesis durante las pruebas iniciales del sistema de TDM.

TDM02. Coincidencia del campo de radiación (CR) con el detector (D)

- **Objetivo:**
Evaluar la coincidencia del campo de radiación con el detector en las proyecciones de tomosíntesis. Asegurar que el campo de radiación no sobrepasa en exceso la pared del tórax ni sobresale de los lados laterales del tablero.
- **Tolerancias:**
 - En todas las proyecciones, el campo de radiación deberá cubrir toda el área activa del detector.
 - En todas las proyecciones, el campo de radiación no deberá sobrepasar el soporte de la mama o tablero en ningún lado a excepción del



(a)



(b)

Fig. 2.1. Dispositivo experimental para determinar la coincidencia entre el campo de radiación y el detector (prueba TDM02) y la pérdida de tejido en la pared del tórax (prueba TDM10): (a) Sobre el tablero se muestran los marcadores radiopacos o reglas de rayos X y las películas radiocrómicas alineados con las líneas sobre el tablero que delimitan el detector (Cortesía de S. Schopphoven [EUREF, 2018]); (b) Dispositivos electrónicos comercializados (Quart Nonius y Fluke RaySafe DXR).

correspondiente a la pared costal que podrá sobrepasar en una cantidad inferior o igual a 5 mm.

- **Material:**

- Marcadores radiopacos.
- Película radiocrómica (Gafchromic XR-M2).
- *Software* para medida de distancias.
- Alternativamente: dispositivos de medida electrónicos.

- **Frecuencia:**

Inicial/Tras cambios.

- **Procedimiento:**

Adquisición:

- Colocar sobre el tablero los marcadores radiopacos alineados con el borde costal y con las líneas laterales trazadas sobre el tablero para indicar los límites del detector. Hacer marcas en las tiras de película radiocrómica y alinear dichas marcas con el borde costal y con las líneas laterales. Las marcas sobre la película deben coincidir con alguna de las divisiones de los marcadores radiopacos colocados sobre los bordes (fig. 2.1). Si se dispone de un dispositivo electrónico, solo será necesario alinearlos con la pared costal (o bordes laterales) siguiendo las instrucciones del fabricante.
- Realizar una adquisición de tomosíntesis en modo manual empleando una técnica que sea suficiente (120 mAs, por ejemplo) para impresionar las películas radiocrómicas utilizando el tamaño de campo máximo. Si se dispone de un dispositivo electrónico seguir las indicaciones del fabricante.

Análisis:

- En la imagen: medir en la imagen correspondiente a la proyección central (aproximadamente 0°) la distancia entre la división de ambos marcadores radiopacos enrasada con la pared costal y el borde de la zona irradiada. Hacer lo mismo en los laterales. Visualizar el resto de las proyecciones para determinar si existen desalineamientos o si se sobrepasan los laterales del tablero.
- En la película radiocrómica: medir en ambas tiras de película la distancia entre la marca coincidente con la pared costal y el borde de la zona irradiada. Hay que tener en cuenta que el ennegrecimiento de la película se debe a la exposición de todas las proyecciones. Si la anchura medida de dicho ennegrecimiento no es igual en ambas tiras, cabe sospechar que existen diferencias en el alineamiento de las proyecciones. En este caso, se recomienda repetir la prueba añadiendo más tiras de película.
- Los dispositivos electrónicos proporcionan una medida directa.

- **Tiempo estimado:**

- Adquisición: 10 minutos.
- Análisis: 5 minutos.

- **Observaciones:**

- En caso de no existir líneas dibujadas sobre el tablero que delimiten la posición del detector utilizar el campo de luz.
- Esta prueba se llevará a cabo durante las pruebas iniciales del equipo y tras cambios del tubo con el objetivo de comprobar que su movimiento queda correctamente alineado. La alineación de las proyecciones ha de ser comprobada de forma periódica ya que la trayectoria del tubo puede sufrir modificaciones esperables debido a holguras que pueden aparecer como consecuencia de su movimiento repetido. Por ello, y como ya se ha mencionado, los fabricantes incluyen pruebas periódicas programadas (apartado 2.1) que alertan en caso de encontrar un fallo. La posición (ángulo) de cada una de las proyecciones tiene una cierta tolerancia de forma que ésta puede variar ligeramente entre adquisiciones sucesivas.
- La frecuencia de esta prueba será anual en el caso de encontrar que no figura entre las pruebas de constancia programadas en el equipo.
- El tiempo estimado para llevar a cabo la prueba se reduce de forma importante con los dispositivos electrónicos (fig. 2.1).

2.5. Rendimientos

TDM03. Rendimiento del tubo de rayos X en condiciones clínicas

La medida de los rendimientos es imprescindible para estimar los valores de dosis glandular promedio (en PMMA y pacientes) de acuerdo con la metodología propuesta en el apartado 2.12 de dosimetría. Los rendimientos se medirán para el conjunto de tensiones seleccionadas por el control automático de exposición (CAE) para los distintos espesores de PMMA en la prueba de verificación de la compensación del CAE (TDM08). Estas tensiones suelen estar en el intervalo de las utilizadas en condiciones clínicas.

Se recomienda leer el *Apéndice A.2* (Aspectos metodológicos relacionados con la medida de los rendimientos y de la capa hemirreductora) antes de hacer las medidas. En este Apéndice se detallan una serie de aspectos no considerados en el PECCR-2011 que afectan a la metodología de medida de este parámetro y que repercuten de forma directa en la estimación de las dosis.

- **Objetivo:**

Medir el valor de los rendimientos ($\mu\text{Gy/mAs}$) para las calidades de haz utilizadas en la adquisición de

las imágenes clínicas de tomosíntesis y de mamografía digital.

- **Tolerancias:**

- Repetibilidad: máxima desviación $\leq 5\%$
- Reproducibilidad: desviación $\leq 10\%$ con respecto a los valores de referencia.

- **Material:**

- Dosímetro (cámara de ionización o dosímetro de estado sólido).
- Cinta métrica.
- Plancha de plomo o acero de espesor suficiente para evitar que las sucesivas exposiciones dañen el detector al formarse una imagen remanente del dosímetro utilizado en las medidas.

- **Frecuencia:**

Inicial/Tras cambios/Anual.

- **Procedimiento:**

Todas las medidas han de llevarse a cabo colocando una placa de plomo o acero sobre el detector para evitar daños permanentes en el mismo[†].

- En la modalidad de tomosíntesis, seleccionar el modo estacionario (“Zero degree”) para operar con el tubo de rayos X bloqueado en la posición central.

- En modo manual, elegir las combinaciones ánodo/filtro y tensiones que han sido seleccionadas en la prueba TDM08.

- Colocar el dosímetro centrado lateralmente y a 4 cm[‡] de la pared del tórax. Los dosímetros de estado sólido (DES) pueden colocarse sobre la placa utilizada para aislar el detector (fig. 2.2a). En el caso de las cámaras de ionización (CI) hay que verificar primero si disponen de blindaje para evitar la radiación retrodispersa. Si no lo tuviesen han de ser colocadas a una cierta altura de la placa protectora (fig. 2.2b) para evitar que les alcance dicha radiación que puede significar un incremento en la medida de entre un 0,8 y un 1,5% [Avramova-Cholakova y col., 2008]. Es importante mantener las mismas condiciones y equipamiento de medida en los sucesivos controles de calidad para poder verificar la constancia de los rendimientos.

- Las medidas deben hacerse manteniendo el compresor dentro del haz que ha de estar en contacto con el dosímetro. En caso de estar alejado, las lecturas deben multiplicarse por un factor igual a 1,076 independientemente del valor de la tensión a fin de tener en cuenta la



(a)



(b)

Fig. 2.2. (a) Posición del dosímetro (estado sólido o cámara de ionización) en contacto con la placa de plomo o acero en caso de no influir la radiación retrodispersa en la medida; (b) Cámara de ionización colocada a una altura h sobre el tablero en caso de ser sensible a la radiación retrodispersa. En azul, plancha de acero o plomo que cubre el detector para evitar la formación de una imagen remanente que interfiera con las imágenes de las mamas.

[†] La protección del detector es necesaria ya que el elevado número de exposiciones que se llevan a cabo en la prueba origina una imagen remanente del dosímetro que inutiliza el detector para su uso clínico.

[‡] En este protocolo se ha desplazado el punto de referencia respecto a los 6 cm del PECCR-2011, en consonancia con los protocolos de otras sociedades.

radiación dispersa producida por el compresor (*Apéndice A2.1*).

- Con el objetivo de simplificar el número de medidas (y disparos del equipo) se seguirá el procedimiento propuesto en el PECCR-2011 (MD008. Valor del rendimiento en condiciones clínicas) basado en la relación empírica existente entre el kerma en aire (en adelante, K_{aire}) y la tensión [Robson, 2001]:

$$K_{\text{aire}} = A \cdot kV^n \quad (2.1)$$

- En el *Apéndice A3.1* se describe la metodología de cálculo de los rendimientos para cada kV que coincide con la propuesta en el Protocolo de Mamografía de la EFOMP [EFOMP, 2015] y en las Guías Europeas [Unión Europea, 2013].
- **Tiempo estimado:**
 - Toma de datos: 15 minutos.
 - Análisis: 15 minutos.
- **Observaciones:**
 - Ver *Apéndices A.2 y A.3* para más información.
 - En caso de utilizar un DES, verificar que este dispone de los factores de calibración adecuados para realizar las medidas con todas las combinaciones ánodo/filtro del mamógrafo.
 - En algunos casos es posible usar un ajuste polinómico de segundo grado en lugar de la relación empírica (2.1) para obtener los valores del rendimiento para tensiones distintas a las utilizadas en las medidas. Es importante verificar la fiabilidad del ajuste comprobando los valores del rendimiento que se obtienen cuando en el polinomio se sustituyen los kV utilizados en las medidas.

2.6. Calidad del haz

Las pruebas para llevar a cabo en este apartado son la verificación de la exactitud y reproducibilidad de la

tensión (MD005 del PECCR-2011) y la estimación de la capa hemirreductora (CHR).

La utilización de dosímetros que proporcionan de forma directa los valores de la tensión facilita el control de este parámetro. Su exactitud y reproducibilidad se calcularán en los términos indicados en la prueba MD005 del PECCR-2011.

Se recomienda leer el *Apéndice A.2* (Aspectos metodológicos relacionados con la medida de los rendimientos y de la capa hemirreductora) antes de hacer las medidas. En este Apéndice se detallan una serie de aspectos no considerados en el PECCR-2011 que afectan a la metodología de medida de este parámetro y que repercuten de forma directa en la estimación de las dosis.

TDM04. Capa hemirreductora

La medida de la capa hemirreductora (CHR) es imprescindible para estimar los valores de dosis glandular promedio (en PMMA y pacientes) de acuerdo con la metodología propuesta en el apartado 2.12 de dosimetría. En concreto, el valor de la CHR es necesario para determinar los factores de conversión del K_{aire} a la entrada de la mama a dosis glandular promedio. La medida de esta magnitud ha de llevarse a cabo con el mayor rigor posible, siguiendo siempre la misma metodología y utilizando la misma instrumentación para garantizar la validez y reproducibilidad de las medidas.

Las medidas de la CHR pueden hacerse utilizando CI o DES. Sin embargo, es importante señalar que los DES pueden dar lugar a medidas de la CHR que difieren de las obtenidas con las tradicionales CI debido a su dependencia con la calidad del haz incluso cuando están debidamente calibradas. Por tanto, resulta de interés evaluar su respuesta cuidadosamente comparando con la CI y aplicar los correspondientes factores de corrección. En el *Apéndice A2.2* se aporta información sobre la magnitud de las diferencias que pueden encontrarse entre las medidas con ambos tipos de dosímetros.

Tabla 2.2. Valores de la CHR (mm Al) incluidos en las Guías Europeas para distintas calidades del haz de radiación utilizadas en los sistemas de tomosíntesis y de mamografía digital.

kV	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh	W/Rh	W/Ag	W/Al (0,5mm)	W/Al (0,7mm)
25	0,32 ± 0,02	0,38 ± 0,02	0,37 ± 0,02	0,50 ± 0,03	0,51 ± 0,03	0,34 ± 0,03	0,42 ± 0,03
28	0,35 ± 0,02	0,42 ± 0,02	0,42 ± 0,02	0,53 ± 0,03	0,58 ± 0,03	0,39 ± 0,03	0,49 ± 0,03
31	0,38 ± 0,02	0,45 ± 0,02	0,45 ± 0,02	0,56 ± 0,03	0,61 ± 0,03	0,44 ± 0,03	0,55 ± 0,03
34	0,40 ± 0,02	0,47 ± 0,02	0,47 ± 0,02	0,59 ± 0,03	0,64 ± 0,03	0,49 ± 0,03	0,61 ± 0,03
37				0,62 ± 0,03	0,67 ± 0,03	0,53 ± 0,03	0,66 ± 0,03

- **Objetivo:**
Medir el valor de la capa hemirreductora (mm Al) para las calidades de haz utilizadas en la adquisición de las imágenes clínicas de tomosíntesis y de mamografía digital.
 - **Tolerancias:**
 - De forma orientativa, en la tabla 2.2 se aportan los valores de la CHR incluidos en las Guías Europeas [Unión Europea, 2013] para distintas calidades del haz de radiación. Estos valores son el resultado de las medidas hechas en distintos equipos por lo que van acompañados de la dispersión obtenida.
 - **Material:**
 - Dosímetro (cámara de ionización o dosímetro de estado sólido).
 - Plancha de plomo o de acero de espesor suficiente para apantallar la radiación emitida por el tubo.
 - Colimador plomado.
 - 8 láminas de Al de 0,1 mm de espesor de alta pureza (99,99%), si se utiliza cámara de ionización.
 - **Frecuencia:**
Inicial/Tras cambios/Anual.
 - **Procedimiento:**
Todas las medidas han de llevarse a cabo colocando una placa de plomo o acero sobre el detector para evitar daños permanentes en el mismo[§].
 - En la modalidad de tomosíntesis, seleccionar el modo estacionario (“Zero degree”) para operar con el tubo de rayos X bloqueado en la posición central.
 - En modo manual, seleccionar al menos 4 tensiones que estén dentro del rango clínico para cada una de las combinaciones ánodo/filtro (los valores seleccionados en la prueba TDM03, por ejemplo).
- a) *Con cámara de ionización (CI):*
- Colocar la CI centrada lateralmente y a 4 cm de la pared del tórax (si la radiación retrodispersa afecta a la lectura, colocar la cámara a una cierta altura con respecto al tablero).
 - Colocar el compresor lo más alejado posible de la CI para evitar la radiación dispersa (puede invertirse la posición de la pala).
 - Colimar el haz de radiación de forma que sobrepase ligeramente la superficie de la cámara (metodología denominada de haz estrecho), bien seleccionando un tamaño de campo pequeño o, si esto no es posible, colocando sobre el compresor un colimador

plomado. Deben contemplarse asimismo las indicaciones dadas por el fabricante de la CI.

- Seguir la metodología de medida descrita en el *Apéndice A.3.*

b) *Con dosímetros de estado sólido (DES):*

- Posicionar el dosímetro centrado lateralmente sobre la placa de plomo o acero que protege al detector y a 4 cm de la pared del tórax.
- Seleccionar en el dosímetro la calibración de la combinación ánodo/filtro que se vaya a utilizar para hacer las medidas.

c) *Cálculo de la CHR para otras tensiones:*

Independientemente del tipo de dosímetro usado, el valor de la CHR para otras tensiones distintas a las seleccionadas para las medidas se calculará de acuerdo con el método propuesto en el PECCR-2011(MD005. Filtración. Capa hemirreductora) [SEFM, 2011] y en los protocolos de la EFOMP [EFOMP, 2015] y Guías Europeas [Unión Europea, 2013] basado en la utilización de los ajustes propuestos por Robson [Robson, 2001]:

$$CHR = a(kV)^2 + b(kV) + c \quad (2.2)$$

- **Tiempo estimado:**

- Toma de datos: 15 minutos.
- Análisis: 15 minutos.

- **Observaciones:**

- Bastará con una única medida dada la alta reproducibilidad de los generadores de los equipos actuales. No obstante, si existen dudas, puede comprobarse este parámetro obteniendo varias medidas del kerma para un único valor de los mAs.
- Se recomienda la lectura del *Apéndice A.2* para obtener más información sobre las diferencias entre los distintos tipos de dosímetros. En el *Apéndice A3.2* se muestra un ejemplo de cálculo de la CHR.

2.7. Tiempo de exposición

TDM05. Tiempo de exposición

- **Objetivo:**

Verificar que la duración del barrido y de cada una de las proyecciones de TDM se mantiene dentro de las especificaciones del fabricante. Hay que tener presente que un aumento del tiempo de exposición de las proyecciones puede originar borrosidad debida al movimiento del tubo de rayos X en caso de que éste se desplace de forma continua.

[§] La protección del detector es necesaria ya que el elevado número de exposiciones que se llevan a cabo en la prueba origina una imagen remanente del dosímetro que inutiliza el detector para su uso clínico.

- **Tolerancia:**
 - Especificaciones del fabricante.
- **Material:**
 - Maniquí de PMMA de 4,5 cm de espesor.
 - Espaciadores de poliespán.
 - Multímetro digital (opcional).
- **Frecuencia:**

Inicial/Tras cambios de componentes que afecten al CAE (tubo RX, filtración o detector) o cambios en su calibración o programación.
- **Procedimiento:**

La verificación del tiempo de exposición puede hacerse de distintas formas:

 - Colocar el maniquí de PMMA de 4,5 cm de espesor sobre el tablero y adicionar separadores de poliespán hasta alcanzar el espesor de mama equivalente (5,3 cm). En algunos equipos basta con colocar el compresor a la altura de 5,3 cm por no precisar aplicar una fuerza de compresión para hacer el disparo.
 - Posicionar el multímetro digital sobre el PMMA. Llevar a cabo una exposición con control automático de la exposición (CAE) y analizar la duración de los pulsos de radiación almacenados en el multímetro digital así como la duración total de la adquisición.
 - Si el multímetro digital interfiere con el detector del CAE de forma que modifica los factores de exposición, se hará una adquisición con CAE solo del bloque de PMMA. Después se colocará el multímetro digital sobre el tablero y, en modo manual, se seleccionarán los factores de exposición elegidos para 4,5 cm de PMMA. Se analizará la duración de los pulsos de radiación almacenados en el multímetro digital.
 - Alternativamente, si no se dispone de multímetro, se puede extraer la información de la cabecera DICOM de las proyecciones obtenidas en

las pruebas relativas al CAE para los distintos espesores de PMMA.

- **Tiempo estimado:**
 - Adquisición: 10 minutos.
 - Análisis: 10 minutos.
- **Observaciones:**
 - La forma más efectiva de comprobar este parámetro es analizar la forma de onda con un multímetro digital haciendo una adquisición manual con la técnica correspondiente al maniquí estándar. Hay que tener en cuenta que algunos multímetros requieren una configuración adecuada para integrar varios pulsos de radiación.

TDM06. Límite de seguridad de corte

- **Objetivo:**

Verificar que el disparo se corta cuando la atenuación de la mama requiere una carga superior a la máxima permitida por el tubo de rayos X.
- **Tolerancia:**
 - Especificaciones del fabricante.
- **Material:**
 - Lámina de material muy atenuante.
- **Frecuencia:**

Inicial/Tras cambios de componentes que afecten al CAE (tubo de rayos X, filtración o detector) o cambios en su calibración o programación.
- **Procedimiento:**
 - Colocar una lámina de material muy atenuante sobre el tablero (acero, cobre o plomo) de forma que cubra todo el detector (ver fig. 2.3).
 - Cuando el equipo no requiera la aplicación de una fuerza de compresión para hacer el disparo, elevar el compresor a una altura de 5,3 cm. En caso de no ser así, se colocarán bloques de poliespán sobre el material atenuante hasta



Fig. 2.3. Placa de plomo sobre el detector y compresor a una altura de 5,3 cm (izquierda); Ejemplo de mensaje de error que aparece en la consola del equipo (derecha).

que el espesor indicado bajo compresión sea de 5,3 cm.

- Realizar una exposición y anotar el valor de mAs para el que se corta el disparo. Si en la consola del equipo no se mostrara, se puede consultar la cabecera DICOM de la imagen. En la fig. 2.3 se muestra el mensaje de error que aparece en algunos equipos.
- **Tiempo estimado:**
 - Adquisición: 5 minutos.
 - Análisis: 1 minuto.
- **Observaciones:**
 - Es suficiente verificar un protocolo de tomosíntesis en un único modo de exposición automático.

2.8. Control Automático de Exposición (CAE)

Las pruebas propuestas para este dispositivo tienen el objetivo de comprobar que con su utilización los valores de dosis impartidos por el sistema cumplen con las tolerancias indicadas en la prueba TDM18 (*Estimación de la dosis glandular promedio para la mama estándar simulada con PMMA*) y los parámetros de calidad de la imagen se mantienen constantes entre controles sucesivos. La metodología para determinar la calidad de imagen se basa de forma muy simplista en la medida de la relación contraste-ruido (RCR) de una lámina de aluminio de 0,2 mm de espesor (señal) colocada sobre un fondo homogéneo. Sobre dicha lámina se van añadiendo láminas de PMMA de forma que el espesor total va en aumento y, con ello, la radiación dispersa que alcanza la señal degradando la RCR asociada. En el caso de la mamografía 2D, la RCR medida para distintos espesores de PMMA debe ser igual o superior a los valores límites establecidos (PECCR-2011). Sin embargo, en el caso de la modalidad de tomosíntesis no se cuenta con suficiente información para fijar unos valores umbrales que sirvan como valores límite para la RCR medida en las proyecciones adquiridas durante el barrido o en los planos reconstruidos.

Antes de comenzar el control de calidad del CAE es conveniente informarse de su funcionamiento ya que existen diferencias entre los distintos fabricantes que influyen en la forma de seleccionar los factores radiográficos. La mayoría de los sistemas (Siemens, Hologic, Fuji...) utilizan el espesor de mama bajo compresión para seleccionar el ánodo/filtro y los kV. La carga se determina tras “medir” la atenuación al realizar un disparo. Otros sistemas (GE) utilizan el espesor radiológico (espesor asociado a la parte de la mama con mayor proporción de tejido glandular) y la atenuación (disparo) para seleccionar el conjunto completo de parámetros [Shramchenko y col., 2004].

En los sistemas de TDM, el disparo se hace antes de la primera proyección del barrido en todos los fabricantes.

Otro aspecto a considerar es el área del detector que se utiliza para determinar la atenuación de la mama. Hay sistemas en los que el usuario puede elegir el área, pudiendo ser todo el detector o una región más pequeña (Hologic). En la mayoría, se utiliza todo el detector y el propio equipo localiza la región de mayor atenuación para ajustar los mAs (opción habitual en la práctica clínica). En los casos en los que el CAE utiliza todo el área del detector, la presencia de la lámina de Al para medir la RCR puede alterar la selección de los factores radiográficos y no ser representativos de los correspondientes a los espesores de mama equivalentes.

Es importante resaltar que el CAE determina los parámetros de adquisición de las proyecciones durante el barrido de tomosíntesis. Por tanto, en las pruebas iniciales se verificará su correcto funcionamiento analizando la proyección central (aproximadamente 0°). En las pruebas rutinarias, se propone medir la RCR en los planos reconstruidos asumiendo que una alteración en el funcionamiento del CAE repercutirá en el valor de dicho parámetro. A la hora de interpretar los resultados hay que considerar que los planos reconstruidos son el producto de algoritmos de reconstrucción y de mejora de la imagen. Las actualizaciones periódicas de ambos pueden también modificar el valor de la RCR. Por tanto, cuando se observen alteraciones significativas en los valores de la RCR en los planos reconstruidos habrá primeramente que determinar si han sido actualizados los algoritmos mencionados. En caso de no ser así, hay que medir la RCR de la proyección central (aproximadamente 0°).

Algunos fabricantes incluyen un menú de control de calidad (QC) que contempla, entre otros, la evaluación del funcionamiento del CAE. Los factores radiográficos del menú de QC suelen estar preprogramados y pueden diferir de los seleccionados en condiciones clínicas, lo que puede ocultar desajustes en el funcionamiento del CAE. De forma análoga, también pueden existir discrepancias entre los algoritmos de reconstrucción empleados.

La comparación de distintas tecnologías (distintos fabricantes) en términos de la RCR medida sobre los planos reconstruidos tiene un valor muy limitado por ser el resultado de algoritmos de reconstrucción muy diversos.

TDM07. Repetibilidad del CAE

- **Objetivo:** Verificar la repetibilidad de los parámetros técnicos de exposición que se seleccionan de forma automática, de los valores de la relación contraste-

ruido (RCR) y de los valores de la dosis glandular promedio (DGM) mostrados por el equipo.

- **Tolerancia:**

- Repetibilidad: Desviación[†] Carga (mAs): $\leq 5\%$.
Desviación[†] RCR $\leq \pm 10\%$.
Desviación[†] DGM $\leq 5\%$.

- **Material:**

- 4 láminas de PMMA de 1 cm de espesor y 1 de 0,5 cm. Las placas pueden ser rectangulares que no cubran todo el tablero (tamaño de 18 cm \times 24 cm) o semicirculares. Se recomienda éstas últimas por ser más representativas de la mama.
- Lámina de aluminio (Al) de 0,2 mm de espesor y dimensiones 10 mm \times 10 mm.
- Espaciadores de poliespán.
- *Software* para visualización con herramientas de análisis de imágenes (ImageJ, etc.).

- **Frecuencia:**

Inicial/Tras cambios de componentes que afecten al CAE (tubo de rayos X, filtración o detector) o cambios en su calibración o programación/Anual.

- **Procedimiento:**

Adquisición:

- Colocar 1 cm de PMMA sobre la superficie del tablero, alineado con el borde correspondiente a la pared del tórax y centrado lateralmente.
- Colocar sobre el PMMA la lámina de Al centrada lateralmente y a 4 cm de la pared del tórax (fig. 2.4). A continuación, superponer 3,5 cm de PMMA (ver observaciones).
- Colocar el compresor a una altura de 5,3 cm (marcada en el indicador del equipo) tal y como se muestra en la fig. 2.4a para que el CAE seleccione los parámetros técnicos que utilizaría con

una mama equivalente en cuanto a atenuación a 4,5 cm de PMMA (ver tabla 2.3).

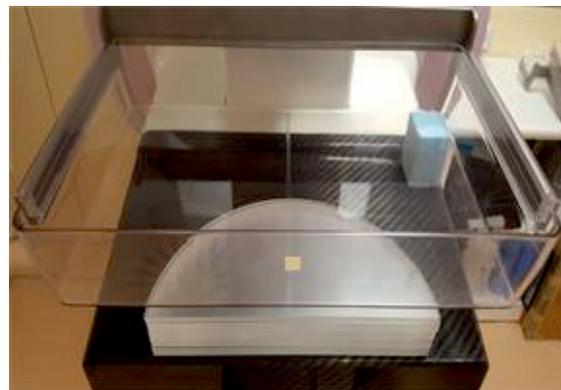
- En caso necesario, aplicar una fuerza de compresión añadiendo espaciadores de poliespán o material equivalente en los laterales del maniquí (fig. 2.4b) hasta que el espesor indicado corresponda al de la mama equivalente. Verificar que se mantiene el espesor de compresión durante la exposición.
- Seleccionar la región que use el CAE para medir la atenuación del bloque de forma que no incluya la lámina de aluminio. Realizar la exposición en modo automático.
- Si es posible, desactivar en el panel de mandos la opción de “descompresión automática” para mantener la compresión durante todas las exposiciones. De esta forma se garantiza que todas las imágenes se adquieren con el mismo espesor. En caso contrario, verificar que el equipo indica el mismo espesor para todas las exposiciones.
- Adquirir 5 barridos.

Análisis:

- Anotar los valores proporcionados por el equipo de kVp, mAs, combinación ánodo/filtro y dosis glandular para cada exposición. Estos valores aparecen en la imagen que se muestra en el monitor de la estación de adquisición y también se pueden extraer de la cabecera DICOM.
- Medir el valor de la RCR en el plano reconstruido en el que la lámina de Al esté en foco siguiendo el procedimiento que se describe en la prueba siguiente. Repetir esta medida para cada una de las adquisiciones.



(a)



(b)

Fig. 2.4. Dispositivo experimental. Maniquí estándar de PMMA, (a) con el compresor a 5,3 cm de altura sin ejercer fuerza de compresión; (b) con el espaciador de poliespán (azul) en el lateral y por debajo del compresor para obtener los 5,3 cm de espesor equivalente ejerciendo la fuerza de compresión necesaria para hacer la adquisición.

[†] La definición de “desviación” se puede consultar en el Glosario de términos utilizados.

- Calcular el valor medio de la RCR y la desviación (%) estimada como la máxima diferencia, en valor absoluto, entre los valores individuales (RCR_i) y el valor medio de acuerdo con la expresión:

$$\text{Desviación (\%)} = \max \left(\frac{|RCR_i - RCR_{medio}|}{RCR_{medio}} \right) \cdot 100 \quad (2.3)$$

- Calcular el valor medio de la carga y su desviación (%) de acuerdo con la expresión (2.3).
- **Tiempo estimado:**
 - Adquisición: 15 minutos (por modo de operación del CAE).
 - Análisis: 15 minutos (por modo de operación del CAE).
- **Observaciones:**
 - En el *Apéndice A.4* se incluye un ejemplo de hoja de toma de datos.
 - Si no es posible seleccionar una región del detector que no interfiera con la lámina de Al, adquirir los barridos de tomosíntesis con CAE sin utilizar la lámina de Al. A continuación, colocar la lámina de Al tal y como se ha explicado anteriormente y adquirir las imágenes en modo manual utilizando los factores de exposición seleccionados en las adquisiciones automáticas sin la lámina de Al. Con respecto a los mAs, se tomarán los valores más próximos a los determinados por el CAE. En caso de observar que los mAs seleccionables manualmente se alejan mucho de los mAs automáticos, no tiene sentido duplicar la adquisición. Simplemente se obtendrán los barridos con CAE y con la lámina de Al en su sitio.
 - Durante las pruebas de aceptación y de estado se verificará la repetibilidad del CAE para la proyección central (aproximadamente 0°) del barrido de tomosíntesis además de los planos reconstruidos (plano en foco). Los resultados de la prueba de estado permitirán obtener una relación entre la repetibilidad de la RCR medida en la proyección cero y la medida en el plano en foco a tener en cuenta en las pruebas de constancia rutinarias en caso de observarse fallos en la repetibilidad.
 - Durante el control o en controles sucesivos (reproducibilidad) se verificará si hay cambios en la combinación ánodo/filtro o la tensión automáticamente seleccionados por el equipo. En caso de ser así, se determinará el valor medio y la desviación de los valores de la DGM proporcionados por el equipo para cada condición. Se calculará asimismo la desviación (%) de los valores medios obtenidos en cada una de las condiciones.

- En caso de observar variaciones en los valores de la DGM proporcionados por el equipo sin que se hayan observado cambios en los factores de exposición (combinación ánodo/filtro, kV y mAs) se deberá investigar si éstos se deben a modificaciones en los valores de la CHR (Etiqueta 0040,0314) o del kerma (Etiqueta 0040,8302) introducidos por el fabricante para calcular la DGM.
- Durante las pruebas de aceptación y de estado se verificarán todos los modos de exposición automáticos disponibles y los distintos protocolos de tomosíntesis. En las pruebas de constancia es suficiente comprobar el modo clínico más utilizado.
- No es adecuado linealizar los valores de píxel medidos en los planos reconstruidos puesto que son imágenes procesadas. Sí se debe hacer para la proyección 0°.

TDM08. Compensación del CAE con el espesor y composición de la mama

- **Objetivo:** Verificar la constancia de la Relación Contraste-Ruido (RCR) obtenida utilizando distintos espesores de PMMA. Comprobar que los valores de dosis glandular promedio asociados a distintos espesores de PMMA se mantienen por debajo o son iguales a los valores de referencia definidos en este protocolo.
- **Tolerancias:**
 - No existen tolerancias ni valores de referencia para la RCR (ver punto 3 de Observaciones).
 - Los valores de referencia de dosis glandular promedio están definidos en la prueba TDM18.
- **Material:**
 - Siete placas de PMMA de 1 cm de espesor y 1 placa de 0,5 cm de espesor. Las placas pueden ser rectangulares que no cubran todo el tablero (tamaño de 18 cm × 24 cm) o semi-circulares. Se recomienda estas últimas por ser más representativas de la mama.
 - Lámina de aluminio de 0,2 mm de espesor y dimensiones 10 mm × 10 mm.
 - Espaciadores de poliespán.
 - *Software* para visualización con herramientas de análisis de imágenes (por ejemplo, ImageJ).
- **Frecuencia:** Inicial/Tras cambios de componentes que afecten al CAE (tubo de rayos X, filtración o detector) o cambios en su calibración o programación/Anual.
- **Procedimiento:**

Adquisición:

 - Colocar 1 lámina de 1 cm de PMMA sobre la superficie del tablero, centrada lateralmente

Tabla 2.3. Equivalencias entre el espesor de PMMA y el espesor de mama [Dance y col., 2000; Dance y col., 2009].

Espesor PMMA (cm)	Espesor de mama equivalente (cm)
2	2,1
3	3,2
4	4,5
4,5	5,3
5	6,0
6	7,5
7	9,0

- y alineada con el borde correspondiente a la pared del tórax (fig. 2.4).
- Colocar la lámina de 0,2 mm de aluminio sobre la lámina de PMMA centrada lateralmente y a 4 cm del borde de la pared del tórax (ver punto 4 de Observaciones).
- Añadir una segunda lámina de PMMA de 1 cm sobre la anterior y colocar el compresor hasta obtener un espesor igual al de la mama equivalente para 2 cm de PMMA (ver tabla 2.3). Si fuera necesario, añadir espaciadores y comprimir hasta alcanzar el espesor equivalente. Verificar que se mantiene el espesor de compresión durante el disparo.
- Adquirir un barrido de tomosíntesis en modo automático seleccionando una región del detector que no interfiera con la lámina de aluminio. Esta región es la que el CAE emplea para medir la atenuación (ver punto 4 de Observaciones).
- Repetir el procedimiento anterior añadiendo láminas de PMMA sobre las anteriores con cuidado para no desalinearas hasta cubrir el intervalo de espesores indicado en la tabla 2.3. La lámina de Al se mantendrá siempre sobre la lámina de 1 cm de PMMA. En todos los casos, se añadirán placas de poliespán o se ajustará la altura del compresor (según convenga) hasta alcanzar los espesores de mama equivalente.
- Adquirir (y guardar) las imágenes de las proyecciones y de tomosíntesis en el rango de espesores de 2 a 7 cm de PMMA.

Análisis:

- Anotar los valores de kVp, mAs, combinación ánodo/filtro, K_{aire} a la entrada y dosis glandular de cada exposición. Estos valores aparecen en la imagen que se muestra en el monitor de la estación de adquisición y también se pueden extraer de la cabecera DICOM.**

** En la cabecera DICOM, a veces se denomina ESD a la magnitud kerma-aire a la entrada y Organ dose a la magnitud dosis glandular promedio. Las unidades utilizadas para estas magnitudes en la cabecera son mGy y dGy, respectivamente.

- Utilizando un *software* de procesado y análisis de imagen (por ejemplo, *ImageJ*^{††}), abrir el plano reconstruido que contenga la lámina de aluminio en foco (corresponderá al plano situado aproximadamente a 10 mm).
- Colocar una ROI de 5 mm × 5 mm centrada en la lámina de Al (ver fig. 2.5).
- Colocar dos ROI de 5 mm × 5 mm a ambos lados de la placa de Al, a una distancia de 15 mm entre los centros. La línea que une el centro de las dos ROI ha de ser perpendicular al movimiento del tubo de rayos X para evitar la sombra que se produce en la dirección del barrido (fig. 2.5).
- Medir los valores medios de píxel (VMP) y las desviaciones típicas (DTP) de las tres ROI.
- Calcular los valores medios y desviaciones típicas de las dos ROI asociadas al fondo como:

$$VMP_{fondo} = \frac{\sum_{i=1}^2 VMP(ROI_i)}{2} \tag{2.4}$$

$$DTP_{fondo} = \frac{\sum_{i=1}^2 DTP(ROI_i)}{2}$$

- La RCR para cada espesor de PMMA se calcula como

$$RCR = \frac{|VMP_{fondo} - VMP_{Al}|}{\sqrt{\frac{(DTP_{fondo}^2 + DTP_{Al}^2)}{2}}} \tag{2.5}$$

donde VMP_{Al} y DTP_{Al} son respectivamente el valor medio y la desviación típica medidos en la ROI situada sobre la lámina de Al. Los valores

†† Programa de descarga libre (<https://imagej.nih.gov/ij/>).

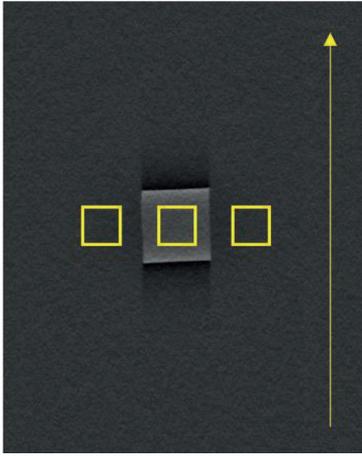


Fig. 2.5. Posiciones de las ROI sobre el plano en foco de la lámina de Al (plano 10 mm o plano 10). Pueden observarse a ambos lados de la lámina de Al, las sombras debidas a la reconstrucción, así como la traza que produce el movimiento del tubo. La figura muestra la orientación de la imagen tal y como se observa en el monitor de la estación de adquisición. Con esta referencia, el tubo se mueve siempre (en todos los sistemas) de arriba-abajo (o viceversa) tal y como indica la flecha amarilla (paralela al borde correspondiente al tórax).

obtenidos se sustituirán en una tabla como la que se muestra en el *Apéndice A.4*.

- En las pruebas iniciales y de estado, también se medirá la RCR en la imagen correspondiente a la proyección central (aproximadamente 0°) tal y como se describe en la prueba MD016 del PECCR-2011.
- **Tiempo estimado:**
 - Adquisición: 30 minutos (tiempo aproximado que puede variar dependiendo del sistema de tomosíntesis).
 - Análisis: 40 minutos.
- **Observaciones:**
 - Las equivalencias entre los espesores de PMMA y mama están sujetos a revisión (ver Bouwman y col., 2013; Bouwman y col., 2015).
 - En las pruebas de constancia se elegirán solo los espesores de 3, 4,5 y 6 cm.
 - En caso de observar reducciones o cambios sustanciales en los valores de la RCR durante los controles anuales, se comprobará si han sufrido modificaciones las versiones de los algoritmos de reconstrucción y procesado. De no ser así, se medirán los valores de este parámetro en las proyecciones del barrido de tomosíntesis para determinar si hay alguna alteración en el proceso de adquisición (fallo del CAE, aumento del ruido, fallo en la adquisición de alguna proyección, etc.).
 - Si no es posible seleccionar una región del detector que no interfiera con la lámina de Al, adquirir los barridos de tomosíntesis con CAE para cada espesor sin utilizar la lámina de Al. Anotar los factores de exposición seleccionados. Después se colocará la lámina de Al sobre 1 cm de PMMA y se adquirirán los barridos de tomosíntesis seleccionando manualmente los factores de exposición anotados. Con respecto a los mAs se tomarán los valores más próximos a los determinados por el CAE. En caso de observar que los mAs seleccionables manualmente se alejan mucho de los mAs automáticos, no tiene sentido duplicar la adquisición. Simplemente se obtendrán los barridos con CAE y con la lámina de Al en su sitio.
 - No es adecuado linealizar los valores de píxel medidos en los planos reconstruidos puesto que son imágenes procesadas. Sí se debe hacer

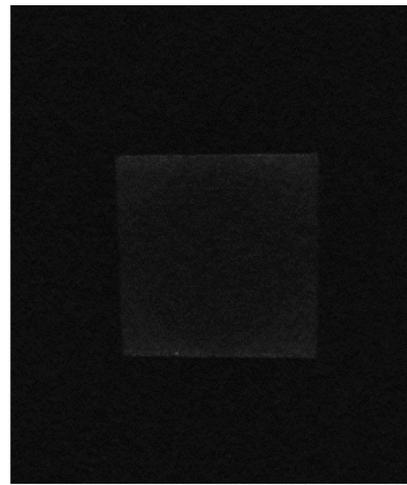
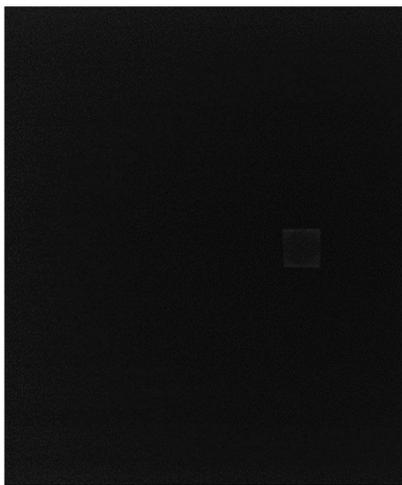


Fig. 2.6. Plano en foco de la lámina de Al exhibiendo un artefacto debido al posprocesado que disminuye la señal asociada a dicha lámina (Sistema GE-Pristina. Cortesía de M. Chevalier y M.S. Nogueira).

- para la imagen correspondiente a la proyección central (posición de 0°) o seguir lo indicado en la prueba MD016 del PECCR-2011.
- Durante las pruebas de aceptación y de estado se deberían verificar todos los modos de exposición automáticos disponibles y los distintos protocolos de tomosíntesis.
 - El posprocesado de los planos reconstruidos puede originar artefactos en la lámina de Al que obstaculicen o alteren la medida de la RCR (ver fig. 2.6). Cuando esto suceda, la RCR se medirá solo en las proyecciones eligiendo la primera, la central (aproximadamente 0°) y la última, siguiendo lo indicado en la prueba MD016 del PECCR-2011.

2.9. Sistema de compresión

En las pruebas de aceptación y de estado se comprobará el valor de la máxima fuerza de compresión, así como la exactitud del valor mostrado por el equipo. El procedimiento de medida y las tolerancias son las indicadas en la prueba MD019 (no se mide la atenuación) del PECCR-2011.

TDM09. Exactitud del espesor determinado por el sistema de compresión

- **Objetivo:**
Verificar la exactitud del espesor determinado por el sistema de compresión.
- **Tolerancia:**
 - Desviación con respecto a la indicada por el equipo: $\leq \pm 5$ mm.
- **Material:**
 - Bloques de PMMA con espesores de 3, 4,5 y 6 cm y forma semicircular para permitir que el compresor pueda inclinarse ligeramente por la parte más próxima al brazo que sostiene la placa compresora. Si no se dispone de placas de PMMA semicirculares, pueden usarse rectangulares con tamaño inferior a la pala de compresión sobre todo en el lado próximo al sistema de compresión.
 - Metro.
- **Frecuencia:**
Inicial/Tras cambios/Anual.
- **Procedimiento:**
 - Colocar los bloques de PMMA sobre el tablero.
 - Comprimir hasta alcanzar la fuerza de compresión que se aplica en condiciones clínicas.
 - Registrar el espesor indicado.
 - Medir la distancia entre el tablero y la placa de compresión en los lados correspondientes a la pared del tórax y parte posterior.

- **Tiempo estimado:**
 - Adquisición: 10 minutos.
 - Análisis: 10 minutos.
- **Observaciones:**
 - La forma en la que los técnicos de la empresa fabricante del equipo calibran el espesor debe conocerse anticipadamente ya que hay diferencias en los procedimientos seguidos. Es aconsejable revisar las indicaciones que aparecen en el manual del equipo para hacer esta medida y tratar de seguir el mismo esquema.
 - Se debe comprobar que tanto la fuerza de compresión como el espesor se mantienen durante todo el barrido de TDM para todos los espesores indicados en Material.
 - La verificación de este parámetro es relevante ya que los factores de exposición son seleccionados de forma automática en función del espesor. Los posibles desajustes pueden originar imágenes con una calidad inferior y/o valores de dosis inadecuados.
 - Es muy importante que tanto los bloques de PMMA como el procedimiento de medida sean siempre los mismos ya que lo que se persigue es detectar variaciones en el espesor medido.

2.10. Detector

TDM10. Pérdida de tejido en la pared del tórax

- **Objetivo:**
Evaluar la extensión de tejido perdido en la proyección 0° y en las proyecciones más extremas del barrido de TDM.
- **Tolerancia:**
 - Anchura del tejido mamario NO visualizado ≤ 5 mm.
- **Material:**
 - Reglas radiopacas; *software* para medida de distancias. Alternativamente: dispositivos de medida electrónicos.
- **Frecuencia:**
Inicial/Tras Cambios.
- **Procedimiento:**
Adquisición:
 - Colocar sobre el tablero las reglas y alinear alguna de sus divisiones con el borde de la pared costal (fig. 2.1).
 - Realizar una adquisición de tomosíntesis con CAE manteniendo el compresor a una altura de, por ejemplo, 4 cm. Si el equipo requiere para hacer la exposición ejercer una fuerza de compresión, colocar un cierto espesor de PMMA (por ejemplo, 3 cm) sobre las reglas manteniendo

do la alineación entre las divisiones y el borde de la pared costal.

- Si se dispone de un dispositivo electrónico seguir las indicaciones del fabricante.

Análisis:

- En las imágenes correspondientes en la proyección central (aproximadamente 0°) y en las proyecciones más extremas medir la distancia entre la división enrasada con la pared costal y la siguiente división de la regla visible en la imagen.
- Los dispositivos electrónicos, en caso de disponer de ellos, proporcionan una medida directa.
- **Tiempo estimado:**
 - Adquisición: 10 minutos.
 - Análisis: 15 minutos.
- **Observaciones:**
 - Esta prueba se hace para evaluar que la anchura de la carcasa en la que se aloja el detector tiene un grosor que no obstaculiza en exceso la visualización del tejido mamario en la pared costal.
 - La prueba puede hacerse al mismo tiempo que la TDM02.

TDM11. Componentes del ruido del detector

En esta prueba se propone evaluar el ruido de la imagen en las proyecciones del barrido de TDM. La baja exposición que se utiliza para adquirir las proyecciones de TDM podría dar lugar a un aumento del ruido electrónico y/o estructural que supere el ruido cuántico que ha de ser siempre el predominante. Para llevar a cabo esta prueba se requiere la obtención de la función de respuesta del detector para la proyección 0° del barrido de TDM que se hará de acuerdo con los procedimientos descritos en la prueba MD021 (Función de respuesta del detector) del PECCR-2011. Se propone utilizar la proyección central del barrido para evitar la falta de uniformidad que pudiera aparecer en las proyecciones que inciden con un mayor ángulo. Esto es especialmente importante para los sistemas con mayor rango angular. Es muy importante que al hacer los cálculos del K_{aire} a la entrada del detector se tenga en cuenta que los mAs utilizados en la adquisición de la proyección son los resultantes de dividir los mAs totales (son los que suelen aparecer) por el número de proyecciones. En aquellos casos en que no exista una homogeneidad en los mAs/proyección es necesario conocer la distribución de la carga que realiza el equipo. En el *Apéndice A.5* se describe un procedimiento de cálculo de las componentes del ruido.

- **Objetivo:** Determinar las componentes del ruido en la proyección 0° del barrido de TDM.

- **Tolerancias:**
 - El ruido cuántico ha de superar al ruido electrónico y al ruido estructural en el intervalo de valores de K_{aire} incidente en el detector durante la adquisición de las imágenes clínicas.

- **Material:**

- Lámina de 2 mm de Al.

- **Frecuencia:**

Inicial/Tras cambios.

- **Procedimiento:**

Adquisición:

- Colocar la lámina de Al a la salida del tubo.
- Retirar la pala de compresión.
- Realizar, al menos, 5 adquisiciones seleccionando manualmente la combinación ánodo/filtro y la tensión utilizadas en condiciones clínicas de TDM, seleccionando valores para la carga comprendidos entre aproximadamente 4 mAs y el máximo valor permitido por el equipo en la modalidad de tomosíntesis.
- Guardar las imágenes de las proyecciones.

Análisis:

- Seleccionar las imágenes que corresponden a la proyección central (aproximadamente 0°) del barrido de TDM (denominada "imagen" de aquí en adelante) para cada una de las exposiciones.
- Linealizar la imagen utilizando la función de respuesta.
- Medir en cada una de las imágenes linealizadas el valor medio del píxel (ahora valor medio del K_{aire}) y la desviación típica (DTP) en una ROI de 4 cm² situada a 4 cm de la pared del tórax y centrada lateralmente.
- Ajustar a un polinomio de segundo grado el cuadrado del cociente de la desviación típica y el valor medio del píxel, $(DTP/K_{aire})^2$, frente al inverso del valor medio del píxel, $(1/K_{aire})$.
- De acuerdo con el ajuste propuesto, el término independiente resultante proporciona la componente relativa (por unidad de K_{aire}) del ruido denominada estructural, el coeficiente lineal determina el valor de la componente relativa del ruido cuántico y el coeficiente cuadrático del polinomio determina la componente relativa electrónica del ruido.
- Comparar gráficamente las tres componentes representando el valor del producto de cada coeficiente resultante del ajuste por $1/K_{aire}$ frente a $(1/K_{aire})$. La componente cuántica ha de prevalecer sobre las otras dos.

- **Tiempo estimado:**

- Adquisición: 15 minutos.
- Análisis: 40 minutos.

- **Observaciones:**

- El ajuste propuesto [Young y col., 2006] es el que en términos generales da lugar a ajustes

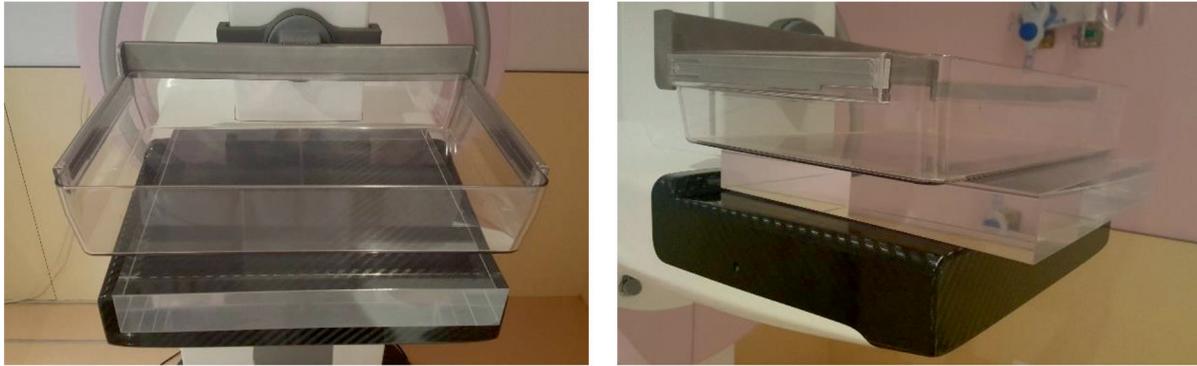


Fig. 2.7. Disposición del bloque de PMMA y la pala compresora para la adquisición de imágenes para medir la uniformidad.

más estables cuando el valor de K_{aire} es pequeño como ocurre en las proyecciones del barrido de tomosíntesis. El término independiente resultante del ajuste proporciona la componente relativa del ruido denominada estructural que está asociada con la presencia de patrones espaciales fijos derivados de la distinta respuesta de los detectores elementales que componen el detector, de la distribución de intensidad del haz incidente, etc. El coeficiente cuadrático del polinomio determina la componente relativa electrónica que tiene su origen en la corriente de electrones que circula por los circuitos constitutivos del detector. El coeficiente lineal del polinomio determina el valor de la componente relativa cuántica del ruido.

- Alternativamente, el ruido puede analizarse calculando el espectro de potencia del ruido con el *plugin* de descarga libre COQ^{‡‡} para Image J.
- En caso de obtener valores del ruido en el límite de la tolerancia deben analizarse las proyecciones más extremas en las que el haz de rayos X incide con una mayor angulación recorriendo un camino mayor. En consecuencia, el K_{aire} incidente es menor originando un aumento del ruido. Esta prueba forma parte de las pruebas iniciales y tras cambios del equipo para asegurar que las exposiciones asociadas a la adquisición de las proyecciones de TDM están correctamente ajustadas.
- En aquellos sistemas que operen utilizando valores del kerma que varían entre proyecciones, esta prueba se llevará a cabo para la proyección que utilice el valor más bajo de kerma.
- El elevado número de adquisiciones que conlleva la modalidad de TDM cuando se usa de forma rutinaria para diagnóstico o para cribado puede degradar el funcionamiento del detector

originando la aparición de ruido estructural o un aumento del ruido electrónico. Esto repercute inevitablemente en la calidad de la imagen reconstruida, disminuyendo su relación señal-ruido y favoreciendo la aparición de artefactos.

2.11. Calidad de la imagen de los planos reconstruidos

El rango angular limitado y el número discreto de proyecciones que se utilizan en tomosíntesis limitan la información que puede obtenerse de la mama y, en consecuencia, la reconstrucción de un verdadero volumen 3D. Las repercusiones más relevantes de este submuestreo son errores de escalado en los planos reconstruidos (distorsión xy) y diferencias entre la altura del plano en foco y la profundidad real a la que se encuentran las estructuras (distorsión z). El efecto más evidente en la reconstrucción es la denominada dispersión de artefactos por el que las imágenes de objetos de alto contraste se extienden a varios planos. La apariencia de estas imágenes varía de plano en plano de forma que su contraste disminuye con la distancia al plano en foco y su tamaño aumenta. Su posición puede variar también de plano en plano al tener en cuenta en la reconstrucción los efectos del aumento en función de la distancia al foco. Otro artefacto típico se manifiesta en forma de sombra negra alargada y paralela al movimiento del tubo de rayos X (*overshooting artefact*) que aparece al utilizar el algoritmo de reconstrucción de retroproyección filtrada. Estos efectos repercuten de forma directa en la calidad clínica de las imágenes tal y como se describe en el Capítulo 4 dedicado a la calidad de imagen clínica.

TDM12. Uniformidad de la imagen

En los sistemas digitales las imágenes son, en primer lugar, preprocesadas (aplanamiento de campo) con el objetivo de eliminar la falta de uniformidad debida a las diferentes respuestas de los píxeles y/o

^{‡‡} (http://www.medphys.it/down_dqe.htm). Se descarga en la carpeta de *plugins* del *software* de análisis y procesamiento ImageJ que es también de descarga libre (<https://imagej.nih.gov/ij/>).

a los píxeles muertos del detector, a la existencia de patrones espaciales fijos asociados a la estructura del detector y a la inhomogeneidad del haz de radiación (efecto anódico). Pueden surgir problemas cuando los algoritmos de preprocesado no se actualizan adecuadamente y no corrigen, por ejemplo, los píxeles defectuosos de nueva aparición. Esta información defectuosa se propaga a los planos reconstruidos dando lugar a artefactos (trazas) que pueden confundirse u ocultar lesiones reales. Por otro lado, en la modalidad de TDM el haz de radiación tiene una distribución espacial que varía con cada proyección debido a la distinta angulación. Estas diferencias en la distribución espacial pueden trasladarse a los planos reconstruidos.

- **Objetivo:**

Determinar la uniformidad de la imagen tanto en las proyecciones como en los planos reconstruidos.

- **Tolerancias:**

- Uniformidad global (UG): < 15%.
- Uniformidad local (UL): < 10%.

- **Material:**

- 4 - 5 cm de PMMA de tamaño 24 cm × 30 cm.

- **Frecuencia:**

Inicial/Tras cambios/Anual.

- **Procedimiento:**

Adquisición:

- Colocar el bloque de PMMA sobre el tablero de forma que cubra totalmente el detector (fig. 2.7).
- Comprimir utilizando la pala de compresión de 24 cm × 30 cm.
- Comprobar que tanto el maniquí como el compresor no contienen defectos tales como suciedad, marcas o hendiduras profundas que puedan aparecer en la imagen.
- Adquirir entre 3 y 5 barridos de tomosíntesis utilizando el CAE.

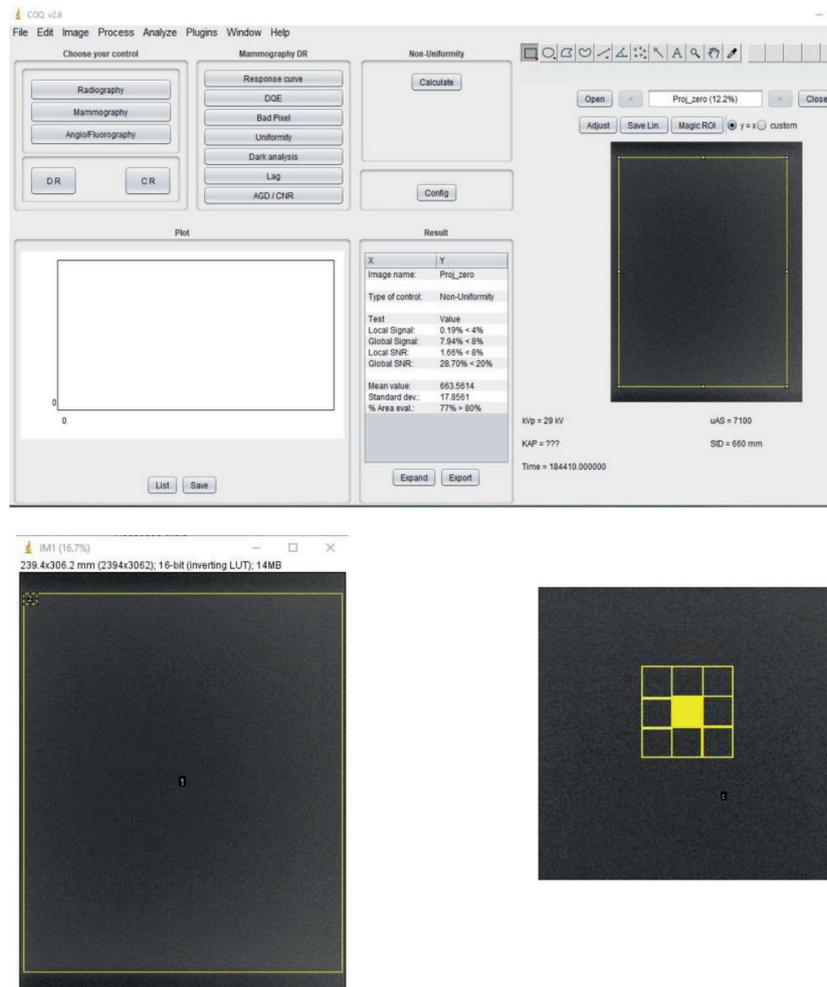


Fig. 2.8. Arriba: Ventana del *plugin* COQ con los resultados de la prueba de uniformidad que se obtienen utilizando una ROI de 10 mm × 10 mm (por defecto) como la dibujada en la esquina superior izquierda de la imagen mostrada debajo. Sobre esta misma imagen se muestra la ROI utilizada para calcular los valores asociados a la imagen total. Debajo a la derecha se muestra la distribución de las ROI para el cálculo del índice de *Uniformidad local*.

Análisis:

- Seleccionar la proyección central (0° aproximadamente) del barrido.
- Seleccionar tres planos reconstruidos que estén situados respectivamente a 5 mm de altura, a mitad de altura y a 10 mm por debajo del último plano (ver punto 4 del apartado 2.3. Consideraciones previas).
- Analizar la uniformidad de la proyección central y de los tres planos utilizando el *plugin* COQ. Dicho *plugin* aporta los valores de los índices de uniformidad global (UG) y local (UL) calculados de acuerdo con las expresiones:

$$UG = \max \left(\frac{|VMP_{ij} - VMP_{IT}|}{VMP_{IT}} \right) \quad (2.6)$$

donde VMP_{ij} es el valor medio del píxel en una ROI de 10 mm por 10 mm que se desplaza por toda la imagen y VMP_{IT} es el valor medio del

píxel en una ROI que cubre toda la imagen. El índice de uniformidad local se define como:

$$UL = \max \left(\frac{|VMP_{ij} - VMP_{8\text{vecinos}}|}{VMP_{8\text{vecinos}}} \right) \quad (2.7)$$

siendo $VMP_{8\text{vecinos}}$ el promedio de los valores medios de píxel de los 8 píxeles vecinos del situado en las coordenadas (i, j) distribuidos tal y como se muestra en la fig. 2.8.

- Es recomendable aplicar el filtro “Variance” del programa ImageJ para obtener una evaluación cualitativa de la uniformidad. Tomar un radio de 5 píxeles tanto en la proyección como en los planos reconstruidos (ver fig. 2.9).
- El resto de los planos reconstruidos debe inspeccionarse visualmente.

Tiempo estimado:

- Adquisición: 15 minutos.
- Análisis: 30 minutos.

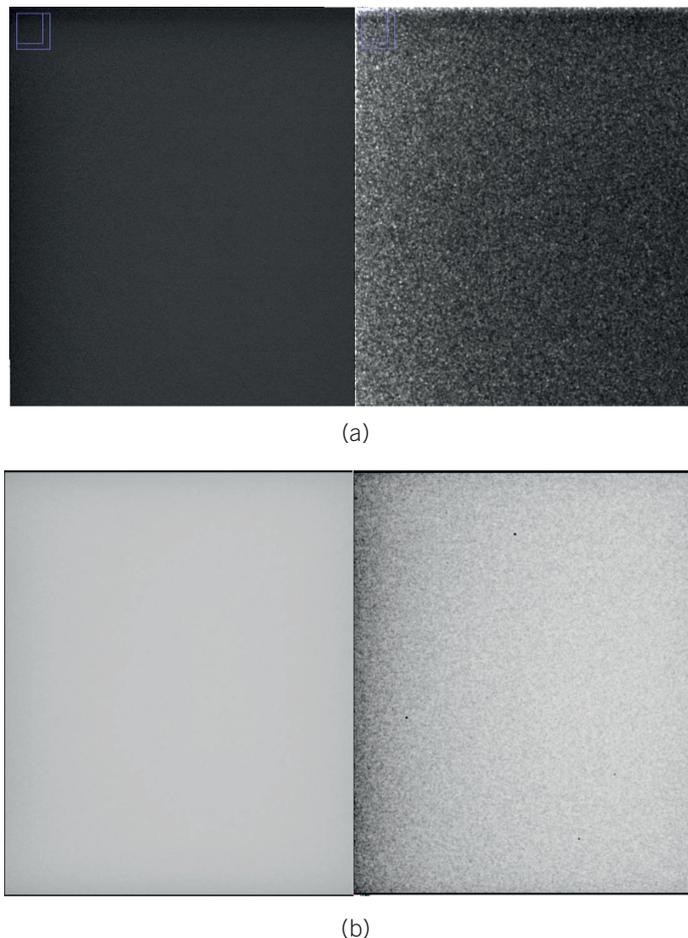


Fig. 2.9. (a) Imagen del plano en foco que corresponde a la altura de 20 mm (izquierda) y la misma imagen tras haberle aplicado el filtro varianza (derecha). (b) Proyección central (izquierda) y proyección central tras haber aplicado el filtro varianza (derecha). La aplicación de este filtro resalta los defectos optimizando su visualización.

- **Observaciones:**

- La ROI utilizada para estimar el VMP de toda la imagen tanto en la proyección como en los planos reconstruidos debe definirse evitando zonas que, por construcción del detector, no presentan señal (por ejemplo, esquina superior izquierda en los detectores de selenio amorfo). Estas zonas originan un artefacto en escalera en los planos reconstruidos.
- Puede emplearse el maniquí que suministra el fabricante para realizar las calibraciones periódicas.
- Durante las pruebas de aceptación y de estado se deberían verificar todos los modos de exposición automáticos disponibles y los distintos protocolos de tomosíntesis. En las pruebas de constancia es suficiente comprobar el modo más utilizado.
- El *plugin* COQ también aporta valores del índice de uniformidad de la relación señal-ruido (RSR) global y local. Los valores de los índices de uniformidad de la RSR suelen ser muy variables entre los distintos sistemas por lo que es difícil establecer tolerancias que puedan ser cumplidas de forma general.
- Si se observan cambios significativos en este parámetro se deben analizar las componentes del ruido.

TDM13. Coincidencia del volumen objeto con el volumen reconstruido

- **Objetivo:**

Evaluar la extensión de tejido mamario que no se visualiza en la zona próxima a la pared costal y en los bordes laterales del volumen reconstruido. Evaluar la exactitud del valor de la profundidad del plano en foco. Verificar la visibilidad de las estructuras en los planos reconstruidos.

- **Tolerancias:**

- Anchura del tejido mamario no visualizado en los bordes costal y laterales de los planos reconstruidos ≤ 5 mm.
- Diferencia entre la profundidad a la que se encuentra el plano en foco de los marcadores y las distintas alturas ensayadas ≤ 1 mm ($\leq 0,5$ mm en los sistemas de GE).
- Todos los objetos tienen que visualizarse en todas las alturas.

- **Material:**

- Marcadores plomados o reglas radiopacas.
- 6 láminas de PMMA de 1 cm de espesor.
- Herramienta de *software* para medida de distancias.
- Objetos atenuantes de pequeño tamaño (clips, monedas...).

- **Frecuencia:**

Inicial/Tras cambios.

- **Procedimiento:**

Adquisición:

- Colocar las reglas radiopacas sobre el tablero de forma que una de sus marcas quede alineada con el borde correspondiente a la pared costal y con los bordes laterales del detector.
- Colocar los objetos de pequeño tamaño en las esquinas y centro del área delimitada por el detector.
- Colocar 3 cm de PMMA sobre las reglas y los objetos atenuantes teniendo especial cuidado para que quede correctamente alineado con el borde del tablero sin que sobresalga.
- Colocar el compresor en contacto con el maniquí (y, si es necesario para la adquisición, ejerciendo la compresión más baja posible) ya que el equipo realiza la reconstrucción de los planos hasta la altura marcada por el compresor.
- Realizar una adquisición de tomosíntesis empleando el CAE.
- Colocar las reglas sobre 3 cm de PMMA y superponer los otros 3 cm de PMMA sobre las reglas cuidando que queden correctamente alineadas con el borde del PMMA.
- Realizar una segunda adquisición de tomosíntesis empleando el CAE y con el compresor sobre el maniquí.
- Repetir la prueba colocando 6 cm de PMMA sobre el tablero alineado con el borde correspondiente a la pared costal. Colocar las reglas en la parte superior alineadas con el borde. Adherir los objetos atenuantes de pequeño tamaño al centro y en las esquinas de la superficie inferior del compresor.
- Realizar una nueva adquisición de tomosíntesis empleando el CAE con el compresor sobre el maniquí.

Análisis:

- Abrir los planos reconstruidos utilizando el *software* de visualización.
- En los planos reconstruidos correspondientes al plano en foco de las reglas colocadas sobre el tablero, a 3 cm de altura y sobre los 6 cm de PMMA, evaluar la pérdida de imagen en la pared costal midiendo la distancia entre la división de la regla radiopaca coincidente con el borde del tablero y el borde de la imagen reconstruida. Hacer lo mismo en los bordes laterales.
- Comprobar la correspondencia entre el plano en foco de las reglas y la altura real a la que se encuentran.
- Comprobar que se visualizan todos los objetos colocados sobre el tablero y sobre los 6 cm de PMMA en el resto de los planos.



Fig. 2.10. (a) Maniquí de esferas: Lámina de 0,5 cm de PMMA en la que se pega o inserta una matriz de esferas de Al de 1 mm de diámetro. (b) Maniquí de esferas colocado sobre PMMA.

- **Tiempo estimado:**
 - Adquisición: 15 minutos.
 - Análisis: 15 minutos.
- **Observaciones:**
 - En la medida de la pérdida de imagen en la pared costal hay que tener en cuenta los resultados de la prueba TDM10.
 - Aplicar la fuerza de compresión con cuidado para evitar posibles daños en el tablero o en el compresor.
 - Posibles problemas asociados con el algoritmo de reconstrucción pueden dar lugar a que se pierda información del volumen mamario (ver apartado 4.2).
- Maniquí de esferas formado por una lámina de PMMA de 0,5 cm de espesor y tamaño 24 cm × 30 cm sobre la que se pega o inserta una matriz de esferas de aluminio de 1 mm de diámetro espaciadas 50 mm (fig. 2.10 y 2.11) con una desviación máxima de $\pm 0,1$ mm en las tres direcciones (x, y, z).
- *Software* de visualización con herramientas de análisis de imágenes. El *National Coordinating Centre for the Physics of Mammography* (NCCPM) dispone de un software de descarga libre para realizar estas medidas (<https://medphys.royalsurrey.nhs.uk/nccpm/?s=tools>).
- **Frecuencia:**
Inicial/Tras cambios/Anual.
- **Procedimiento:**
Adquisición:
 - Colocar el maniquí de esferas sobre 1, 3 y 5 cm de PMMA manteniendo un espesor total de 6 cm de PMMA. La cara de la lámina de PMMA en la cual se han insertado las esferas debe quedar orientada mirando hacia el tubo (fig. 2.11). Hay que tener especial cuidado para asegurar que el bloque de PMMA esté completamente alineado con el borde del tablero y que la primera línea de esferas de la matriz se encuentra dentro del campo de radiación (tener en cuenta los resultados de las pruebas TDM02, TDM10 y TDM13).
 - Colocar el compresor en contacto con la placa superior de PMMA y, si es necesario, aplicar una ligera compresión.
 - Realizar tres adquisiciones de tomosíntesis empleando el CAE para cada una de las tres alturas a las que se coloca el maniquí.

TDM14. Distorsión geométrica

- **Objetivo:**
Evaluar la distorsión en los planos reconstruidos (distorsión xy) para comprobar si existen problemas de escala. Evaluar la distorsión en profundidad (distorsión z) para comprobar si los planos reconstruidos son completamente planos o si están inclinados con respecto al tablero.
- **Tolerancias^{§§}:**
 - Distorsión en el plano reconstruido xy (escala): $\leq 5\%$.
 - Distorsión z : diferencia entre la altura del plano en foco de cada esfera y la altura del plano en el que un número mayor de esferas están en foco < 2 mm.
- **Material:**
 - Láminas de PMMA de 1 cm de espesor y tamaño 24 cm × 30 cm.

^{§§} No existe suficiente evidencia para fijar tolerancias. Se han tomado las tolerancias propuestas en la referencia [NHS, 2015].

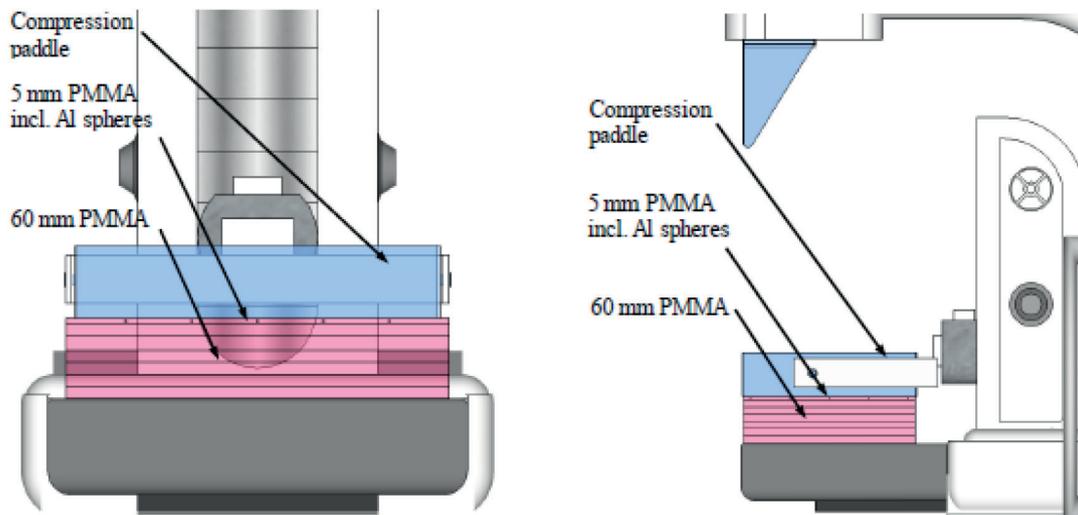


Fig. 2.11. Disposición de las láminas de PMMA y del maniquí de esferas para la adquisición de las imágenes correspondientes a las pruebas de medida de la distorsión geométrica y dispersión de artefactos. (Cortesía de S. Schopphoven [EUREF, 2018]).

Análisis:

- Determinar el plano en foco de cada una de las esferas del maniquí. Esta determinación se puede hacer visualmente, anotando el plano en el que las respectivas esferas se ven de forma nítida. También se puede hacer de forma automática utilizando un *software* como el indicado en el apartado de Material de esta prueba.
 - La distorsión en el eje z se obtiene como el promedio del absoluto de las diferencias entre la altura del plano en foco de cada esfera con la del plano en el que un mayor número de esferas se ven de forma nítida.
 - La distorsión geométrica (escala) en el plano xy se obtiene midiendo la distancia entre las esferas en las direcciones perpendicular y paralela al movimiento del tubo de rayos X sobre el plano de mejor foco promedio. Se calculan las diferencias entre las distancias medidas y la distancia real a la que se encuentran las esferas y se halla el promedio de los valores absolutos de las diferencias. Si la distancia entre esferas se obtiene en términos del número de píxeles habrá que multiplicar este valor por el tamaño de píxel almacenado en la cabecera DICOM.
 - Repetir el procedimiento para cada una de las alturas y adquisiciones realizadas.
- **Tiempo estimado:**
 - Adquisición: 10 minutos.
 - Análisis: 30 minutos.
 - **Observaciones:**
 - A la hora de calcular las distancias entre esferas en el plano, tener en cuenta que en los sistemas de Hologic que mantienen un tamaño de píxel de 140 μm en la adquisición de las proyecciones, el tamaño de píxel de los planos reconstruidos cambia de plano en plano.
 - Cuando las imágenes de las esferas no se encuentran exactamente en el mismo plano en foco es conveniente comprobar en primer lugar si se han insertado en el maniquí a la misma profundidad con una tolerancia de $\pm 0,1$ mm.
 - A la hora de hacer las medidas propuestas es importante tener en cuenta que hay sistemas de mamografía y de tomosíntesis en los que el tablero o soporte de la mama tiene un diseño



Fig. 2.12. Variación del plano en foco en la dirección perpendicular al movimiento del tubo de rayos X debido a la curvatura del soporte de la mama (Sistema Siemens Mammomat). Se puede apreciar como las esferas situadas en la columna de la derecha (lado de la pared costal) se ven de forma nítida mientras que las situadas en la columna de la izquierda tienen una forma alargada.

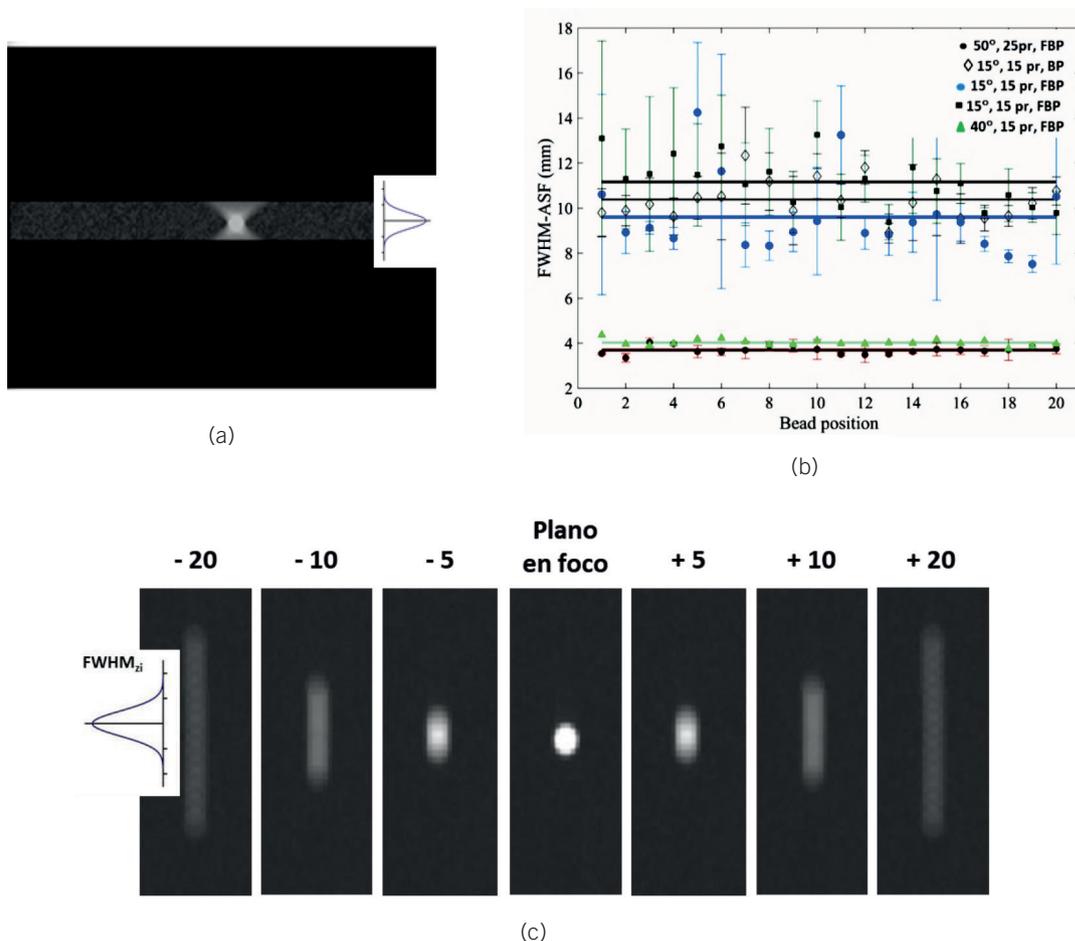


Fig. 2.13. (a) Perfil en z que muestra la imagen de la esfera en el plano en foco (región más estrecha) y en los planos adyacentes. Gaussiana resultante del ajuste de los valores de la FDA(z); (b) Valor de la FWHM en función de la posición de la esfera para distintos valores del rango angular y algoritmos de reconstrucción. (Cortesía de Rodríguez-Ruiz. Rodríguez-Ruiz y col., 2016); (c) Imagen de una esfera en el plano en foco y en planos adyacentes superiores e inferiores (Sistema Hologic Dimensions. Cortesía de M. Chevalier y col., ECR 2017).

ergonómico que hace que no sea una superficie plana (fig. 2.12).

- Con respecto a la utilización del *software* elaborado por el NCCPM hay que advertir que la presencia de artefactos o suciedad próximos a la posición de las esferas puede generar resultados inexactos. Estos artefactos pueden tener una apariencia en cuanto contraste similar a la de las esferas confundiendo al *software*. Por ello es importante visualizar las imágenes antes de hacer el análisis propuesto.

TDM15. Dispersión de artefactos

Los algoritmos de reconstrucción originan artefactos que son claramente visibles cuando se adquiere una tomosíntesis de objetos de alto contraste tales como las esferas de Al incluidas en el maniquí descrito en la prueba TDM14 (ver apartado 4.2). Estos artefactos aparecen en planos contiguos al plano en foco de la esfera y se pueden propagar a lo largo de varios planos como puede apreciarse en la fig. 2.13a.

- **Objetivo:**
Evaluar la anchura a mitad de altura (FWHM) (número de planos) de la dispersión de artefactos en el eje z asociados con una esfera de Al de 1 mm de diámetro.
- **Tolerancia¹¹¹:**
 - Dispersión en z: diferencia de la anchura a mitad de altura (FWHM) con respecto al valor de referencia $\leq 20\%$.
- **Material:**
 - Láminas de PMMA de 1 cm de espesor y tamaño 24 cm x 30 cm.
 - Maniquí de esferas formado por una lámina de PMMA de 0,5 cm de espesor y tamaño 24 cm x 30 cm sobre la que se pega o inserta una matriz de esferas de aluminio de 1 mm de diámetro espaciadas 50 mm (ver figs. 2.10 y 2.11) con

¹¹¹ No existe suficiente evidencia para fijar tolerancias. Se han tomado las tolerancias propuestas en la referencia [NHS, 2015].

- una desviación máxima de $\pm 0,1$ mm en las dos direcciones (x, y).
- *Software* de visualización con herramientas para el análisis de las imágenes. El *National Coordinating Centre for the Physics of Mammography* (NCCPM) dispone de un *software* de descarga libre para realizar estas medidas.
- **Frecuencia:**
Inicial/Tras cambios/Anual.
- **Procedimiento:**
Adquisición:
 - Se utilizan las imágenes obtenidas en TDM14.

Análisis:

- Calcular el valor de la función de dispersión de artefactos, FDA(z), de acuerdo con la expresión:

$$\begin{aligned}
 FDA(z) &= \frac{SDNR(z)}{SDNR(z_0)} \\
 &= \frac{VP_{\max}(z) - VPM_f(z)}{VP_{\max}(z_0) - VP_f(z_0)} \cdot \frac{DTP_f(z_0)}{DTP_f(z)} \quad (2.8)
 \end{aligned}$$

donde $SDNR(z_0)$ y $SDNR(z)$ son la relación diferencia de señal-ruido asociada a las imágenes de la esfera en el plano en foco (z_0) y en un plano adyacente (z) en el que se aprecie la sombra de la esfera (fig. 2.13c). $VP_{\max}(z)$ y $VP_{\max}(z_0)$ son el valor máximo de píxel medido en una ROI de $5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$ situada sobre la esfera en los planos z y z_0 , respectivamente; VPM_f y DTP_f son, respectivamente, los valores

medios y las desviaciones típicas de dos ROI de $5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$ situadas sobre el fondo a ambos lados de la esfera y a 10 mm de distancia en la dirección perpendicular al movimiento del tubo. Los valores de la FDA(z) obtenidos para cada plano se ajustan a una función gaussiana (fig. 2.13a) cuya anchura a mitad de altura medida en número de planos (equivalente a la medida en mm, si los planos son de 1 mm) proporciona el valor de la dispersión de artefactos en z . Para cada esfera, el plano en foco z_0 se toma como el plano para el que la esfera produce un mayor nivel de señal. En el resto de los planos, la ROI se situará sobre la zona de la imagen de la esfera propagada que tenga un mayor valor de píxel.

- **Tiempo estimado:**

- Análisis: 30 minutos, si se utiliza el *software* del NCCPM. En este caso, el análisis de las imágenes de esta prueba se hace al mismo tiempo que las de la prueba TDM14.

- **Observaciones:**

- Debe tenerse en cuenta que puede haber un desplazamiento en la posición del artefacto (esfera) en los planos fuera de foco cuando se sigue una geometría de proyección en la reconstrucción. Esto hace que la dispersión de artefactos en el eje z no puede evaluarse siguiendo una línea vertical que pase por la esfera en el plano en foco y que sea perpendicular a dicho plano (fig. 2.14).
- Para la evaluación de la dispersión de artefactos en el eje z , se puede escoger como parámetro a controlar el promedio de las anchuras máximas

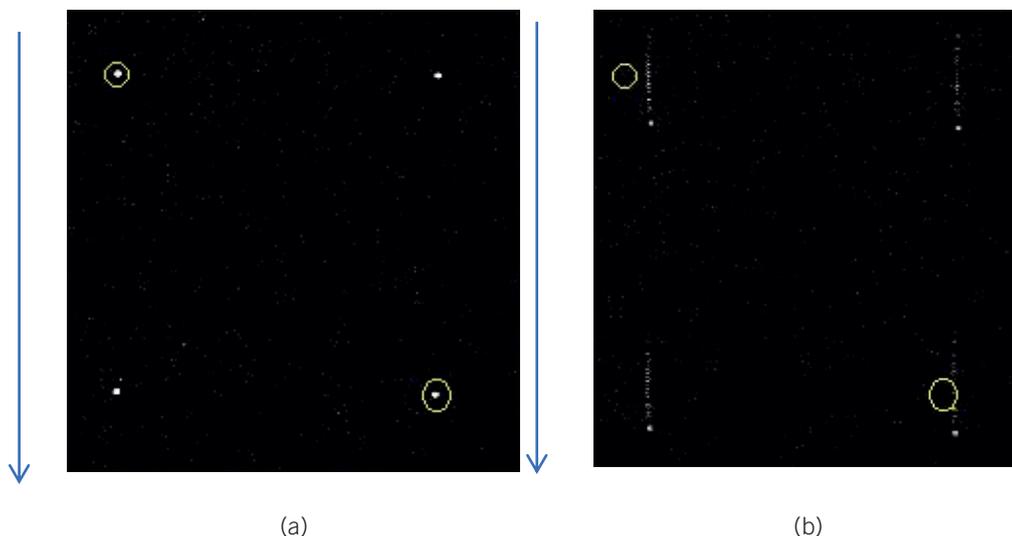


Fig. 2.14. Posición de la imagen de la esfera en el plano en foco (a) y en un plano distante del primero 18 mm (b) mostrando el desplazamiento de los “artefactos” con respecto al plano en foco. Las flechas en azul indican el movimiento del tubo. La región donde el VMP es máximo se desplaza en el sentido del movimiento del tubo (Sistema Siemens Mammomat). (Cortesía de M. Chevalier).

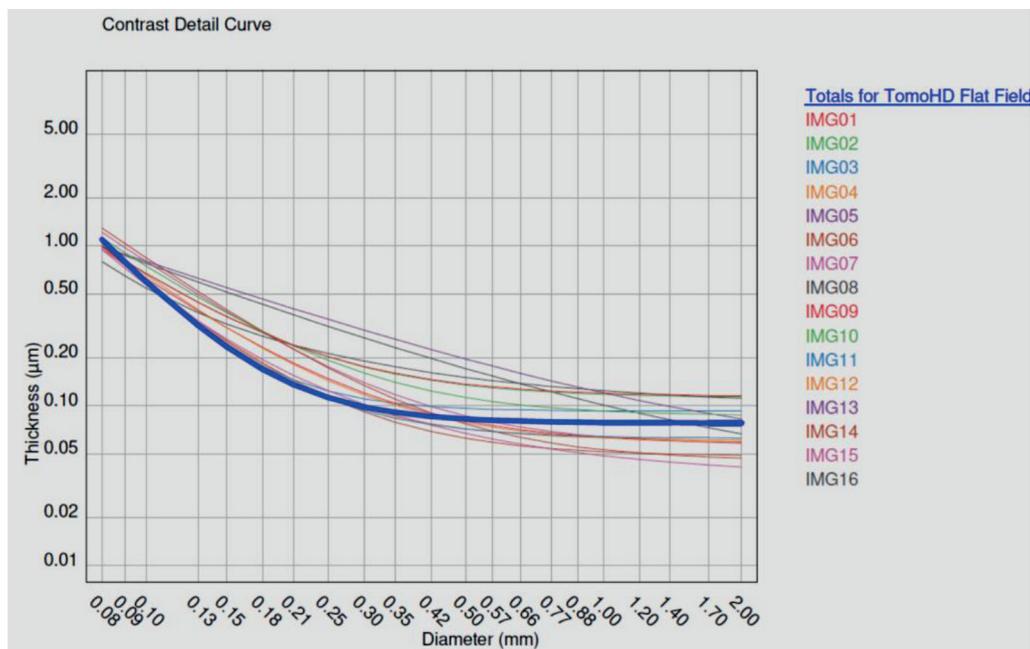


Fig. 2.15. Curvas contraste-detalle obtenidas con el maniquí CDMAM 4.0 a partir de los cortes reconstruidos en foco. Nótese la variabilidad debida al procesado utilizado por el equipo para la reconstrucción (imágenes obtenidas en TomoHD flat field. Ficheros CT. Mamógrafo Hologic 3Dimensions. Cortesía de M.J. Buades).

a mitad de altura de todo el conjunto de esferas, o bien de una selección de ellas cuya posición sobre el detector sea centrada lateralmente y próxima a la pared del tórax.

- El valor de dispersión de artefactos depende del material utilizado para fabricar las esferas. Se recomienda utilizar aluminio frente a tungsteno ya que el alto contraste de este último proporciona valores de la dispersión que no se correlacionan bien con los valores observados clínicamente.
- Con respecto a la utilización del *software* elaborado por el NCCPM hay que advertir que la presencia de artefactos o suciedad próximos a la posición de las esferas puede generar resultados inexactos. Estos artefactos pueden tener una apariencia en cuanto al contraste similar a la de las esferas confundiendo al *software*. Por ello es importante visualizar las imágenes antes de hacer el análisis propuesto.

TDM16. Umbral de sensibilidad

En este protocolo no se propone utilizar ningún maniquí en particular. El umbral de sensibilidad puede determinarse con los maniqués diseñados para la modalidad de TDM siempre que contengan detalles que posibiliten su medida (ver Capítulo 3). La utilización en tomosíntesis de algunos de los maniqués diseñados para la modalidad 2D presenta limitaciones importantes sobre todo cuando contienen objetos de alto contraste tales como test de barras, discos de oro o

similares. También existen limitaciones en cuanto a los algoritmos de evaluación automática que acompañan a estos maniqués (por ejemplo, el maniquí CDMAM). En algunos casos necesitan datos almacenados en la cabecera DICOM que pueden no estar incluidos en la cabeceras de las imágenes de TDM o o que no pueden ser extraídos por el tipo de formato de dichas imágenes. En la fig. 2.15 puede observarse la variabilidad de resultados de la curva umbral obtenida con el maniquí CDMAM medida sobre los planos reconstruidos. Hay que tener en cuenta que dichos planos resultan de la aplicación de algoritmos de reconstrucción unidos a diferentes tipos de posprocesado que pueden originar artefactos que impidan una evaluación correcta de la calidad de imagen. En el Capítulo 3 se describen con detalle los maniqués especialmente diseñados para tomosíntesis.

El umbral de sensibilidad medido en las imágenes asociadas a los planos reconstruidos puede variar cuando se actualizan los algoritmos de reconstrucción o de posprocesado de la imagen.

- **Objetivo:**
Verificar la constancia del umbral de sensibilidad.
- **Tolerancias:**
 - Número promedio de detalles detectados (PDD) $\geq 90\%$ con respecto al valor de referencia (ver Observaciones).
- **Material:**
 - Maniquí de calidad de imagen.

- Siempre que sea posible, utilizar un *software* de análisis de las imágenes que permita la evaluación automática (ver Capítulo 3).
- **Frecuencia:**
Inicial/Tras cambios/Anual.
- **Procedimiento:**
Adquisición:
 - Colocar el maniquí siguiendo las indicaciones del fabricante.
 - Obtener al menos 5 imágenes de tomosíntesis con CAE.*Análisis:*
 - Abrir los planos reconstruidos asociados a cada una de las adquisiciones utilizando el *software* de visualización.
 - Determinar el plano en foco de los distintos objetos incluidos en el test. El plano en foco puede variar de forma muy aparente para los distintos objetos de test cuando se usen maniqués diseñados para la modalidad 2D. Esto es debido a variaciones en la profundidad a la que se insertaron en el proceso de fabricación del maniquí. Esta variación debe ser mínima en los maniqués diseñados para TDM.
 - Contabilizar el número de detalles del mismo tipo utilizando un *software* de análisis de imagen o visualmente en caso de no disponer de esta herramienta. El *software* puede ser el proporcionado por el fabricante o uno propio.
 - Determinar el promedio del número de detalles de cada tipo que se detectan (visualizan) a partir de los valores obtenidos en las 5 imágenes.
- **Tiempo estimado:**
 - Adquisición: 15 minutos.
 - Análisis: depende del maniquí y de las herramientas de evaluación disponibles.
- **Observaciones:**
 - La evaluación se hará preferiblemente utilizando el *software* proporcionado con el maniquí o un *software* de elaboración propia para eliminar las incertidumbres asociadas a la evaluación visual.
 - La tolerancia de esta prueba puede ampliarse incluyendo los parámetros que se deriven de la aplicación del *software* para el análisis de las imágenes (por ejemplo, relación contraste-ruído, índice de calidad, etc.).
 - Si la evaluación se hace visualmente hay que cuidar que sea hecha siempre por la misma persona utilizando el mismo monitor en todas las ocasiones. En caso de ser necesario un cambio en el observador, se obtendrá la correspondencia entre ambos observadores que deberán evaluar el mismo conjunto de imágenes utilizando el mismo monitor. Se debe asegurar también que el monitor utilizado sea siempre el mismo,

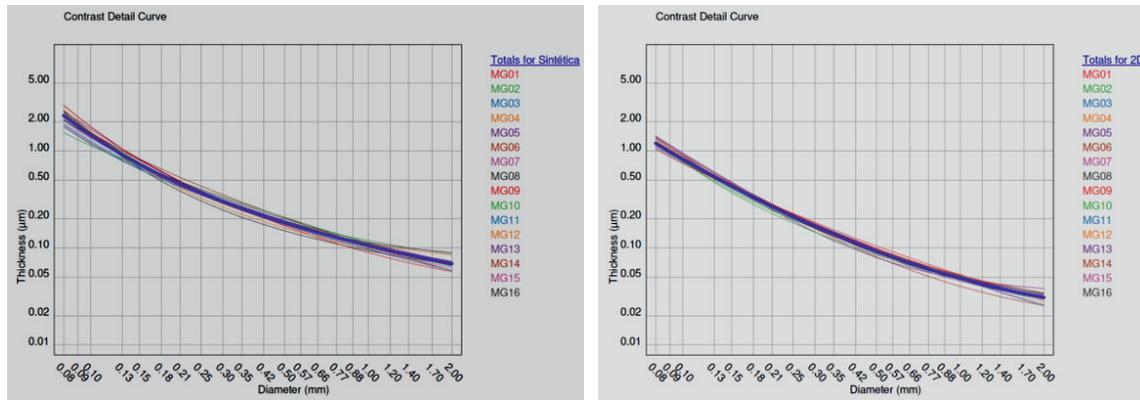
que esté calibrado de acuerdo con la norma DICOM y que se mantienen las condiciones de iluminación de la sala y de ubicación del monitor (ver PECCR-2011).

- El maniquí a utilizar en esta prueba ha de ser siempre el mismo puesto que es una prueba de constancia. En caso de ser necesario un cambio, se adquirirán imágenes de tomosíntesis con ambos maniqués y se establecerá una correspondencia.
- Si no es posible la evaluación del umbral de sensibilidad en los planos reconstruidos, se llevará a cabo en las proyecciones si los detalles del maniquí son apropiados para la baja exposición con la que son adquiridas estas imágenes.
- Los resultados obtenidos con diferentes maniqués no son comparables.
- Los resultados no pueden utilizarse para comparar tecnologías diferentes. Son sólo válidos como prueba de constancia y para comparar equipos de la misma marca, modelo y *software* de reconstrucción.

TDM17. Umbral de sensibilidad de la imagen sintética

La imagen sintética se genera a partir de los planos reconstruidos utilizando algoritmos que difieren entre las distintas casas comerciales. Su apariencia, así como su calidad de imagen, experimentan cambios de forma frecuente como consecuencia de modificaciones en los algoritmos de reconstrucción o del propio algoritmo de fabricación de esta imagen. Los requisitos de esta imagen desde el punto de vista clínico se detallan en la sección 4.3 de este protocolo.

- **Objetivo:**
Verificar la constancia del umbral de sensibilidad.
- **Material:**
 - Cualquier maniquí utilizado para evaluar el umbral de sensibilidad (ver prueba TDM16) siempre que por su composición no genere artefactos.
 - Siempre que sea posible, utilizar un *software* de análisis de las imágenes que permita la evaluación automática (ver Capítulo 3).
- **Tolerancias:**
 - Número promedio de detalles detectados (PDD) $\geq 90\%$ con respecto al valor de referencia (ver Observaciones).
- **Frecuencia:**
Inicial/Tras cambios/Anual.
- **Procedimiento:**
Adquisición:
 - Las imágenes se obtienen al mismo tiempo que las de tomosíntesis de la prueba TDM16.



(a)

(b)

Fig. 2.16. Curvas contraste-detalle obtenidas con el maniquí CDMAM 4.0 a partir de las imágenes sintéticas (a) y de las imágenes de mamografía convencional (imágenes obtenidas en 2D flat field) (b). Nótese la variabilidad debida al procesamiento utilizado por el equipo para obtener la imagen sintética (Mamógrafo Hologic 3Dimensions. Cortesía de M.J. Buades).

Análisis:

- Abrir las imágenes sintéticas utilizando un *software* de visualización o de análisis.
- Contabilizar el número de detalles del mismo tipo que son detectados utilizando el *software* de análisis de imagen o visualmente en caso de no disponer de esta herramienta. El *software* puede ser el proporcionado por el fabricante o uno propio.
- Determinar el promedio del número de detalles de cada tipo que se detectan (PDD) a partir de los valores obtenidos en las 5 imágenes.
- **Tiempo estimado:**
 - Adquisición: se genera de forma automática junto con los planos reconstruidos de la prueba TDM16.
 - Análisis: depende del maniquí y de las herramientas de evaluación disponibles.
- **Observaciones:**
 - La evaluación se hará preferiblemente utilizando el *software* proporcionado con el maniquí o un *software* de elaboración propia para eliminar las incertidumbres asociadas a la evaluación visual.
 - La tolerancia de esta prueba puede ampliarse incluyendo los parámetros que se deriven de la aplicación del *software* para el análisis de las imágenes (por ejemplo, relación contraste-ruido, índice de calidad, etc.).
 - Si la evaluación se hace visualmente hay que cuidar que sea hecha siempre por la misma persona utilizando el mismo monitor en todas las ocasiones. En caso de ser necesario un cambio en el observador, se obtendrá la correspondencia entre ambos observadores que deberán evaluar el mismo conjunto de

imágenes utilizando el mismo monitor. Se debe asegurar también que el monitor utilizado sea siempre el mismo, que esté calibrado de acuerdo con la norma DICOM y que se mantienen las condiciones de iluminación de la sala y de ubicación del monitor (ver PECCR-2011).

- El maniquí a utilizar en esta prueba ha de ser siempre el mismo puesto que es una prueba de constancia. En caso de ser necesario un cambio, se adquirirán imágenes de tomosíntesis con ambos maniquíes y se establecerá una correspondencia.
- Los programas informáticos diseñados para evaluar las imágenes obtenidas de los maniquíes con la modalidad 2D pueden no ser aplicables a las imágenes sintéticas. En la fig. 2.16a puede observarse la variabilidad de resultados asociados a la curva umbral medida sobre la imagen sintética. Esta es menor que la que presenta la medida sobre los planos reconstruidos (fig. 2.15) pero mayor que la obtenida en las imágenes 2D (fig. 2.16b). Por otro lado, los previsible cambios en los algoritmos de reconstrucción de esta imagen aumentan la variabilidad de los resultados.
- Los programas de evaluación automáticos suelen requerir datos de las cabeceras y/o algún tipo de dato en la imagen que puede no estar presente en las imágenes sintéticas.
- Se recomienda hacer estudios comparativos de la imagen sintética y 2D siempre que se disponga de un maniquí en el que las imágenes de los objetos de test se visualicen sobre un fondo no uniforme que trate de simular los tejidos mamarios.

2.12. Dosimetría en tomosíntesis digital de mama

La dosis glandular promedio (DGM) es la magnitud radiológica recomendada para estimar el riesgo asociado a los exámenes de mama que utilizan rayos X. De acuerdo con lo propuesto en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico-Revisión 2011 (PECCR-2011) y en las Guías Europeas, en este protocolo se adopta la metodología propuesta por Dance y col. [Dance y col., 2011] para el cálculo de los valores de la DGM impartida en los exámenes de tomosíntesis de mama.

La tomosíntesis de mama conlleva la adquisición de varias proyecciones de baja exposición con el tubo de rayos X en distintas angulaciones. En cada proyección, la mama es irradiada por completo pero su diferente angulación origina depósitos de dosis distintos debido a diferencias en el recorrido del haz de fotones emitido por el tubo. La DGM total debida a un barrido de tomosíntesis se obtiene sumando las dosis asociadas a cada proyección. En el caso en que todas las proyecciones se hagan con la misma exposición (el más habitual), la DGM se calcula de acuerdo con la expresión:

$$DGM_T = K_T \cdot g \cdot c \cdot s \cdot T \quad (2.9)$$

donde K_T es el K_{aire} incidente en la superficie de entrada de la mama medido con el tubo fijo en la posición de 0 utilizando el valor total de la carga (mAs) de un barrido completo. Los factores de conversión g , c y s (denominados coeficientes de conversión en el PECCR-2011) son los utilizados en mamografía convencional [Dance y col., 2000; Dance y col., 2011]. El factor g convierte el K_{aire} en la dosis que recibiría una mama con una glandularidad del 50%. Su valor depende del espesor de la mama y de la calidad del haz (capa hemirreductora). El factor c convierte la dosis de la mama 50% glandular en la dosis que recibiría una mama de glandularidad distinta. Su valor depende del espesor de la mama, de la calidad del haz (capa hemirreductora) y de la glandularidad de la mama. Por último, el factor s toma un valor distinto en función de la combinación ánodo/filtro utilizada. En el caso de la combinación W/AI, el factor s depende del espesor del filtro de Al y del espesor de la mama. Cuando todas las proyecciones del barrido de tomosíntesis se adquieren con los mismos mAs, el factor T se define como:

$$T = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N t(\theta_i) \quad (2.10)$$

siendo $t(\theta_i)$ el factor de tomosíntesis cuyo valor está tabulado para los ángulos (θ_i) asociados a las distin-

tas proyecciones y para distintos espesores de mama bajo compresión y N es el número de proyecciones. Los valores del factor T están tabulados para distintos espesores de mama comprimida y rangos angulares de tomosíntesis. También se han tabulado para una serie de sistemas de tomosíntesis comercializados [Dance y col., 2011; EUREF, 2018].

En el *Apéndice A.6* se encuentran las tablas con los valores tabulados de estos coeficientes.

TDM18. Estimación de la dosis glandular promedio para la mama estándar simulada con PMMA

- **Objetivo:**

Determinar los valores de DGM impartidos en el barrido de tomosíntesis para mamas de distintos espesores simulados con PMMA.

- **Tolerancias:**

- En la Tabla 2.4 se incluyen los Valores de Referencia recomendados para la DGM de los exámenes de tomosíntesis. Estos valores son los propuestos para mamografía digital (PECCR-2011, 2011). La sustitución de una modalidad de imagen por otra no debe implicar un incremento de las dosis a menos que la nueva modalidad suponga un beneficio para el paciente muy superior a este coste. Es el caso de la TDM para la que los *valores de referencia* no deben entenderse como *valores límite*.

- **Material:**

- Siete placas de PMMA de 1 cm de espesor y 1 placa de 0,5 cm de espesor. Las placas pueden ser rectangulares que no cubran todo el tablero (tamaño de 18 cm × 24 cm) o semicirculares. Se recomienda estas últimas por ser más representativas de la forma de la mama.
- Espaciadores de poliespán.
- Metro.

- **Frecuencia:**

Inicial/Tras cambios/Anual.

- **Procedimiento:**

Adquisición:

- El procedimiento a seguir en la adquisición es el descrito en la prueba TDM08 “Compensación del CAE con el espesor y composición de la mama”. Si dicha prueba se ha realizado previamente, se utilizarán los valores de los factores radiográficos correspondientes para calcular las dosis.
- Medir la distancia foco-tablero.

Análisis:

- Para todos los espesores simulados, el valor de la DGM se calcula utilizando la ec. 2.9.
- El K_{aire} total (K_T) se obtendrá a partir del valor del rendimiento medido en la prueba TDM03 multiplicado por la carga total (mAs) utilizada para la adquisición del barrido de cada espesor de

Tabla 2.4. Valores de referencia de dosis glandular promedio (DGM) para la modalidad de tomosíntesis y mamografía digital para distintos espesores de mama simulados con PMMA.

Espeor PMMA (mm)	Espeor de mama equivalente (mm)	DGM de la mama equivalente Valores de referencia mGy
20	21	1,2 [†]
30	32	1,5
40	45	2,0
45	53	2,5
50	60	3,0
60	75	4,5
70	90	6,5

[†]Modificado en la última revisión de las Guías Europeas [Unión Europea, 2013] pasando de ser 1 mGy a 1,2 mGy debido a que muchos sistemas no cumplen con el valor propuesto con anterioridad.

PMMA. El resultado se corregirá por la distancia foco-superficie del PMMA. Esta distancia puede obtenerse restando el espesor de PMMA a la distancia foco-tablero.

- Los valores de la CHR necesarios para obtener los factores de conversión para el cálculo de la DGM se habrán determinado en la prueba TDM04.
- Los factores *g*, *c*, *s* y *T* se obtendrán utilizando las tablas incluidas en el *Apéndice A.6* para los valores de la CHR medidos previamente y para el espesor de *mama equivalente* (no para el espesor de PMMA). Si es necesario, se podrá interpolar entre distintos valores de la CHR o del espesor para determinar los factores de conversión.
- Para cada espesor, se determinará el valor de la DGM asociada al predisparo siguiendo el procedimiento descrito y reemplazando la carga total por la utilizada en el predisparo. Este último valor ha de ser suministrado por el fabricante el cuál, además, informará sobre si estos mAs están incluidos en el valor de la carga total de cada barrido.
- La DGM total para cada espesor será la suma de las dosis del barrido de TDM y del predisparo.
- **Tiempo estimado:**
 - Adquisición: se aprovecharán las imágenes de la prueba TDM08.
 - Análisis: 30 minutos.
- **Observaciones:**
 - La definición del factor *T* dada en la expresión (2.10) no es válida cuando el sistema de tomosíntesis emplea valores distintos de mAs para cada proyección. En este caso, el factor *T* se calcula de acuerdo con la expresión:

$$T = \sum_i \alpha_i \cdot t(\theta_i) \tag{2.11}$$

donde el sumatorio es sobre las *N* proyecciones adquiridas y α_i proporciona la fracción de los mAs empleada para cada proyección [Dance y col., 2011].

TDM19. Estimación de la dosis glandular promedio por proyección (CC y MLO) para una muestra de pacientes

- **Objetivo:** Determinar los valores de DGM para una muestra de pacientes.
- **Tolerancias:**
 - No existen valores de referencia de dosis a pacientes.
- **Material:**
 - Muestra 50-100 pacientes aproximadamente.
- **Frecuencia:** Inicial/Tras cambios/Anual.
- **Procedimiento:**

Adquisición:

 - Descargar del PACS las imágenes de tomosíntesis de una muestra de entre 50 a 100 pacientes anonimizando los datos identificativos. En las pruebas iniciales, se dejará transcurrir un tiempo suficiente desde la instalación del equipo para conseguir tener la muestra de pacientes y determinar los valores de referencia de las DGM.
 - Obtener a partir de las cabeceras DICOM los factores de exposición, así como la edad y espesor de mama de las pacientes (*Apéndice A.1*). Esto puede hacerse utilizando el *plugin* para ImageJ

denominado “Scan Header”*** que lee de forma automática las cabeceras DICOM.

- Medir la distancia foco-tablero del equipo.

Análisis:

- El K_{aire} en la superficie de entrada de la mama se calculará a partir de los rendimientos medidos en la prueba TDM03 multiplicando por la carga total (mAs) utilizada en la adquisición del barrido de tomosíntesis de la mama. El resultado se corregirá por la distancia foco-superficie de entrada de la mama. Esta distancia puede obtenerse como la diferencia entre la distancia foco-tablero y el espesor de la mama incluido en la cabecera DICOM.
- Los valores de la CHR se habrán determinado en la prueba TDM04.
- El valor de la glandularidad puede determinarse utilizando los ajustes glandularidad versus espesor de mama propuestos para los dos grandes grupos de edades que se incluyen en los programas de cribado: 40 a 49 años y 50 a 64 años (Apéndice A6.2).
- Los valores de DGM se estimarán para cada proyección (cráneo-caudal, mediolateral-oblicua, etc.) empleando la ec. 2.9 y utilizando las tablas del Apéndice A6.4 en las que aparecen tabulados los distintos factores que intervienen en la ecuación.
- Determinar el valor de la DGM asociada al predisparo siguiendo el mismo procedimiento y reemplazando la carga total por la utilizada en el predisparo. Este último valor ha de ser suministrado por el fabricante el cuál, además, informará sobre si estos mAs están incluidos en el valor de la carga total de cada barrido.
- Los valores totales de la *DGM por proyección* se obtendrán sumando la DGM asociada a la adquisición más la debida al predisparo siempre que no esté incluida en el total del barrido.
- Los valores de *DGM por mama* se obtendrán sumando los valores de DGM computados para cada proyección adquirida más las dosis asociadas a las proyecciones repetidas. Si solo se hace una proyección, la DGM por mama sería la asociada con esa proyección concreta.
- Los valores de *DGM por paciente* se obtendrán dividiendo por dos la suma de los valores de la DGM obtenidos para cada mama.
- La DGM por mama asociada a un examen en el modo COMBO (2D+Tomo) se calculará sumando las correspondientes DGM impartidas con cada modalidad para cada proyección.

*** Este *plugin* puede descargarse gratuitamente desde la web: http://www.medphys.it/down_scan_header.htm.

- **Tiempo estimado:**

- Descarga imágenes: 30 minutos – 1h.
- Análisis: 45 minutos.

- **Observaciones:**

- En la actualidad existen algoritmos comercializados (Volpara [Highnam R y col., 2010] y Quantra [Castillo-García y col., 2017]) que permiten obtener la glandularidad a partir de las imágenes de las pacientes.
- Debido a su longitud, no se incluyen en ningún apéndice los valores del factor c tabulados en función de valores individuales del espesor de mama, glandularidad y CHR necesarios para estimar los valores de la DGM con pacientes. Las tablas con los valores tabulados se encuentran en la Tabla 6 de [Dance y col., 2000] y en la Tabla 4 de [Dance y col., 2011].
- En algunos sistemas, los valores de DGM pueden cambiar en función del tipo de protocolo o modo de adquisición. Es el caso del sistema Hologic en el que es posible elegir el modo COMBO (2D+tomo) o el modo COMBO HD (2D+tomo+sintética). Los valores de DGM asociados a la TDM del modo COMBO HD son superiores a los de la TDM del modo COMBO.
- La determinación de los valores de DGM durante las pruebas de estado tal y como se indica en el punto 1 del apartado de Adquisición es determinante para asegurar que el equipo funciona adecuadamente.

TDM20. Exactitud de los indicadores dosimétricos del equipo

- **Objetivo:**

Estimar la exactitud de los valores del K_{aire} y de DGM proporcionados por el equipo.

- **Tolerancias:**

- $\pm 10\%$ en promedio con respecto a los valores estimados siguiendo este protocolo.

- **Material:**

Se pueden utilizar alternativamente:

- Datos de las imágenes de tomosíntesis obtenidas en la prueba TDM08.
- Datos de la muestra de pacientes utilizados en la prueba TDM19.

- **Frecuencia:**

Inicial/Tras cambios/Anual.

- **Procedimiento:**

Adquisición:

- Esta prueba se hace utilizando las imágenes de las pruebas TDM08 y TDM19.

Análisis:

- Leer las etiquetas de la cabecera DICOM que contienen los valores de K_{aire} (0040,8302 Entrance

Dose (mGy)) y DGM calculados por el equipo (0040,0316 Organ Dose (dGy)).

- Calcular la diferencia relativa entre los valores de ambos parámetros con los calculados en las pruebas TDM18 y TDM19 de acuerdo con la expresión:

$$\frac{|Valor_{Estimado} - Valor_{DICOM}|}{Valor_{Estimado}} \quad (2.12)$$

- **Tiempo estimado:**

- Análisis: 15 min.

- **Observaciones:**

Es importante validar las dosis almacenadas en las cabeceras, reducir las diferencias con respecto a los valores medidos y acotar las fuentes que las originan. Esto es especialmente importante cuando se instala un sistema de gestión de dosis que es muy útil de cara a detectar cambios pero que puede no serlo tanto cuando se pretende mantener un historial de dosis para cada paciente individual. Las intervenciones de los técnicos de mantenimiento del equipo que afecten al CAE pueden originar cambios en los valores de dosis almacenados en la cabecera. Por ello es recomendable verificar estos valores siempre que se produzca esta intervención. En el análisis de la comparación es importante tener presente los siguientes aspectos:

- Los valores de DGM almacenados en las cabeceras DICOM se calculan con algoritmos internos diseñados por el fabricante del equipo. Los cálculos pueden estar basados en los procedimientos definidos en los protocolos americanos [ACR, 2018] o europeos [Unión Europea, 2013; EFOMP, 2015] de manera que dan lugar a resultados diferentes no solo entre equipos de distintos fabricantes sino también entre equipos de un mismo fabricante.
- Los parámetros necesarios para calcular la dosis (rendimiento del tubo de rayos X y CHR) para las distintas combinaciones ánodo/filtro y tensiones se introducen en las tablas internas del equipo en fábrica o en el momento de su instalación y, a veces, se actualizan durante las revisiones periódicas con las medidas que hacen los técnicos de mantenimiento. Hay fabricantes que optan por utilizar valores de estos parámetros que son el promedio de los asociados a distintos equipos del mismo modelo (Siemens).
- La glandularidad considerada por la inmensa mayoría de los fabricantes para estimar la dosis es del 50%, independientemente del protocolo seguido para su estimación. Algún fabricante, como GE, utiliza un valor de la glandularidad

para cada mujer, que se determina a partir de la compresión, de la inclinación de la pala y de la atenuación de la mama.

- El hecho de establecer de forma general el valor del 50% para la glandularidad de la mama conlleva de forma implícita que no se tiene en cuenta la edad en los cálculos de dosis a pacientes.

3. Calidad de imagen técnica (CIT)

La calidad de imagen técnica (CIT) hace referencia a la calidad de imagen que se obtiene utilizando imágenes radiográficas de objetos evaluables y reproducibles a los que denominamos maniqués (EFOMP “Quality Control in Digital Mammography”). Los maniqués (denominados *phantom* en inglés) posibilitan estimar ciertos parámetros de manera objetiva y sin radiación alguna para el paciente. Los objetivos que se persiguen con la evaluación de la CIT son:

1. Verificar que la CIT está dentro de valores aceptables cuando las imágenes se obtienen bajo condiciones estándar de exposición, por ejemplo, las determinadas empleando un control automático de exposición.
2. Definir valores de referencia para uno o más índices de calidad y unas tolerancias que se emplearán en las pruebas anuales, semestrales o tras cambios en el sistema.
3. Analizar la constancia de la respuesta del sistema a lo largo de la vida útil del mismo.

La correlación entre la CIT y la calidad de imagen clínica, en adelante CIC, no es fácil de determinar debido a una serie de factores que van desde las diferencias evidentes entre los maniqués y las mamas reales hasta la forma en que las imágenes de ambos son analizadas. Sin embargo, la evaluación de la CIT es necesaria por asumir que:

1. Existe una relación entre CIT y CIC siendo fundamental que la CIT sea apta para la aceptabilidad de la CIC.
2. Los maniqués comerciales del mismo modelo se consideran iguales^{†††} y los resultados obtenidos con el mismo equipamiento deberán ser similares.
3. Los parámetros indicadores de la calidad que se utilizan en la evaluación de la imagen podrán

^{†††} Por “iguales” se entiende dentro de los márgenes de reproducibilidad en su fabricación especificados por el fabricante. La complejidad de algunos maniqués (por ej.: CDMAM) puede introducir diferencias entre distintos modelos que originan resultados distintos al medir la calidad de imagen.

emplearse en tareas de optimización valorando siempre su impacto sobre la CIC.

Los parámetros que determinan la CIT pueden agruparse en parámetros cuantitativos y parámetros cualitativos. Los primeros se miden utilizando objetos de test tales como bordes, hilos, esferas o láminas de Al y proporcionan información sobre la resolución, el ruido, la distorsión o la relación contraste-ruido.

Por otro lado, la información que proporcionan los parámetros cualitativos depende del funcionamiento del sistema y del observador que analiza las imágenes. Los objetos de prueba utilizados en este caso simulan distintos tipos de lesiones cuya estructura y distribución dentro del maniquí son conocidas de antemano. La tarea a llevar a cabo en la evaluación de las imágenes es la de detectar un objeto con forma y posición bien conocidos en un fondo uniforme. Esta tarea se separa mucho de la tarea diagnóstica asociada a la lectura de las imágenes reales para las que no existe información previa sobre la presencia de una lesión, mucho menos de su posición y cuya detección es obstaculizada por el ruido anatómico, que no puede ser eliminado ni aumentando la dosis. Los resultados asociados con las medidas cualitativas presentan una variabilidad que depende tanto de la reproducibilidad del propio observador como de las diferencias en la percepción que existen entre distintos observadores. Para eliminar esta variabilidad se pueden emplear programas informáticos que analizan la imagen de forma automática y que en algunos casos son proporcionados por el fabricante del maniquí. Estos programas detectan y miden, por ejemplo, la RCR o el tamaño de los objetos de prueba. Los valores obtenidos pueden compararse con valores de referencia o tolerancias. En este caso, la evaluación cobra un carácter más “cuantitativo” alejándose de la tarea que afronta un observador real. Además, proporcionan un valor para cada objeto de prueba contenido en el maniquí sin que esto signifique que pueda ser visualizado por un observador. Otra alternativa es aplicar modelos de observador, es decir, algoritmos matemáticos que tienen en cuenta la respuesta del ojo humano. Los modelos de observador más simples están basados en propiedades del sistema, esencialmente la función de transferencia de modulación (MTF) y el ruido y pueden incorporar ciertas propiedades del ojo tales como el tamaño de la pupila. Estos modelos simples están limitados al caso en el que se mantengan las propiedades lineales del sistema de manera que un primer requisito es que el fondo sea uniforme. Se han desarrollado otros modelos más complejos que emplean plantillas adaptadas a los objetos a detectar en la imagen. La función del observador se establece a través de la correlación de la plantilla con la imagen imponiendo condiciones que tratan de modelar la respuesta del observador real.

Como ya se ha indicado en el Capítulo 2 no existen todavía tolerancias bien establecidas para los parámetros que caracterizan un sistema de tomosíntesis. Cuando se dio el salto de mamografía de película a mamografía digital se empleó el denominado “criterio de no inferioridad”, el cual, dejando aparte sus connotaciones estadísticas, viene a decir que los nuevos sistemas en ningún caso presentarán prestaciones inferiores a los sustituidos aplicando criterios clínicos (tasa de detección de cánceres, tasa de rellamadas, etc.). La mamografía de película y la digital pertenecen a la categoría de radiografías de proyección por lo que se pueden emplear indicadores de calidad y tolerancias similares a la hora de evaluar su CIT. Sin embargo, no ocurre lo mismo con la modalidad de tomosíntesis al generar imágenes que son el resultado de algoritmos de reconstrucción. Si bien pueden emplearse los mismos indicadores de calidad para evaluar sus prestaciones frente a la tarea de detectar la presencia de lesiones, no es posible considerar las mismas tolerancias. Tampoco son posibles las comparaciones entre los resultados encontrados para los indicadores de calidad en la mamografía 2D y en los planos reconstruidos o la imagen sintética.

3.1. Maniqués para la evaluación de la CIT en tomosíntesis de mama

Los maniqués para evaluar la CIT de las imágenes de tomosíntesis deben estar diseñados para poder medir los parámetros indicados en las pruebas descritas en el Capítulo 2 de este protocolo. La descripción de algunos de ellos se ha incluido en las pruebas correspondientes junto con la metodología de medida. En este capítulo se describen los maniqués que, por su diseño más complejo, pueden dar una información más global y completa de la CIT del sistema de TDM.

3.1.1. Maniquí Tomophan

El maniquí Tomophan (The Phantom Laboratory, Salem, NY, EE.UU.) [Goodenough y col., 2018] contiene una serie de objetos de prueba incluidos en un único bloque de PMMA de espesor 2,8 cm. El bloque puede colocarse a distintas alturas añadiendo láminas de PMMA de distintos espesores (fig. 3.1) y también invirtiendo la posición del bloque que contiene los objetos de prueba. De esta forma, se posibilita analizar la respuesta del sistema en función de las distintas profundidades a las que se encuentran los objetos. Los parámetros que pueden medirse son los descritos en el apartado 2.11 (distorsión geométrica, dispersión de artefactos, función de dispersión de línea) así como la pérdida de tejido en la pared del tórax. También

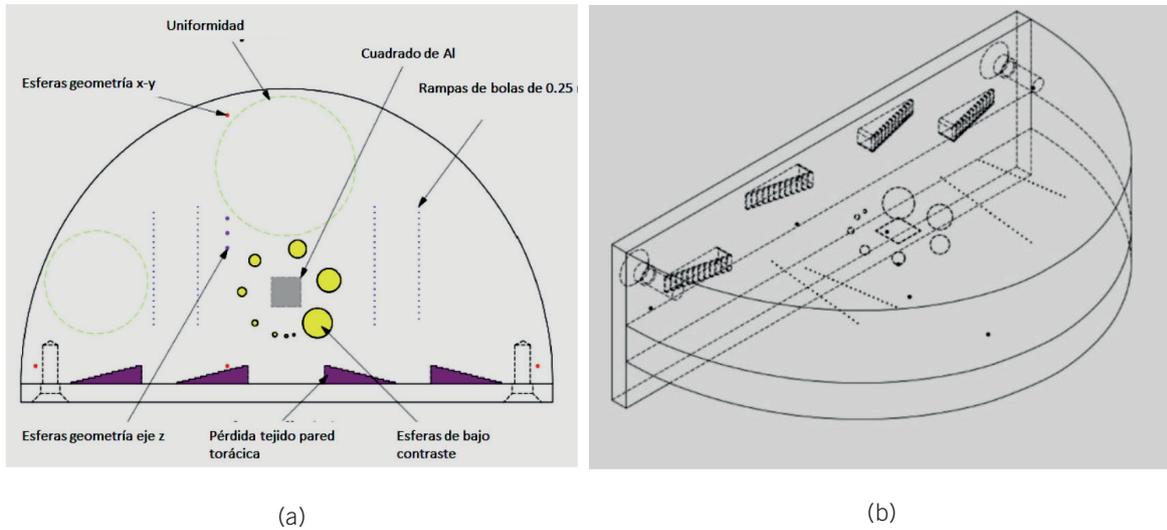


Fig. 3.1. (a) Distribución y tipos de objetos de prueba del maniquí Tomophan incluidos en un bloque de PMMA de 28 mm; (b) Configuración del maniquí formado por el bloque de PMMA con los objetos de prueba y una lámina de PMMA de 1,4 cm para simular un espesor total de 4,2 cm. Está disponible una segunda lámina de 2,8 cm para obtener un espesor total de 5,6 cm. El maniquí se completa con una pieza para la correcta alineación con la pared torácica. (Adaptado de <https://austin-healy-gdly.squarespace.com/s/TSP004-Tomophan-Manual.pdf>).

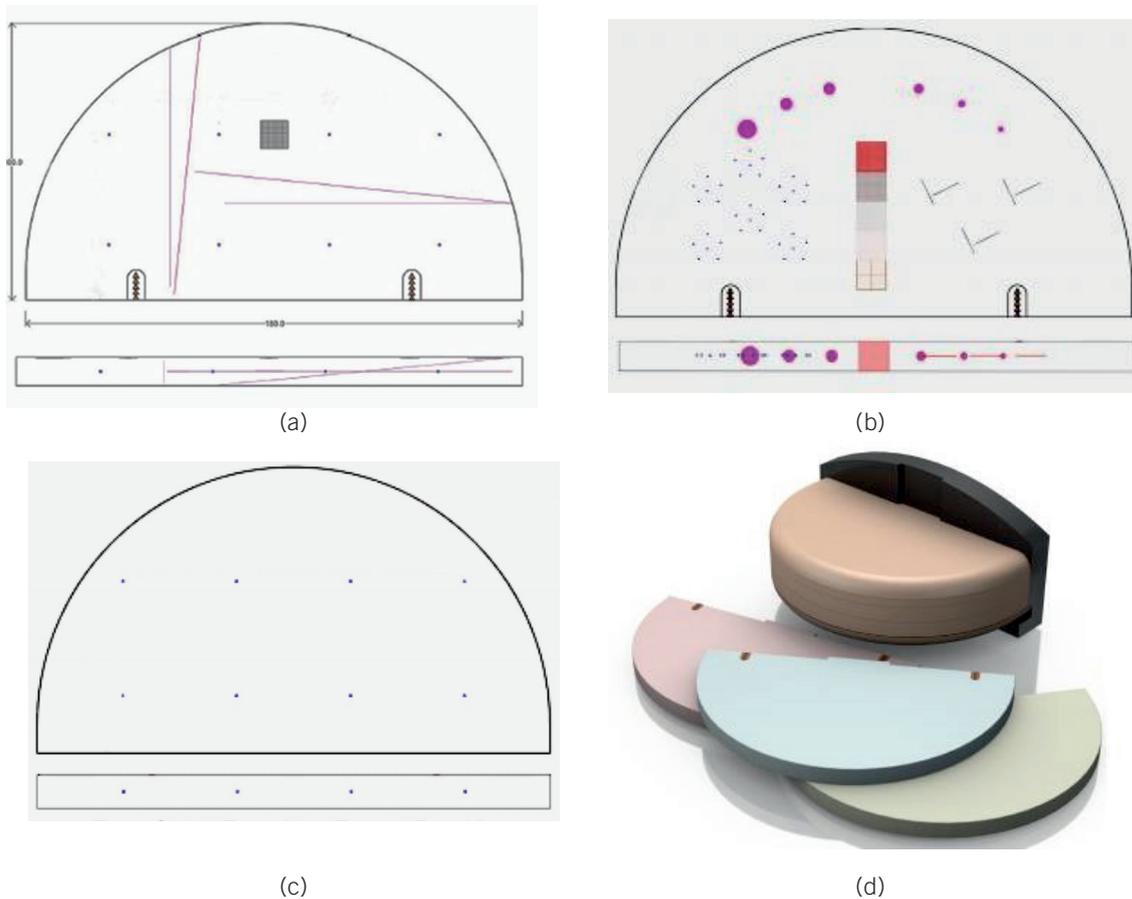


Fig. 3.2. Maniquí CIRS 021. Vistas superior y frontal de las placas (a) 1 (superpuesta sobre la placa 3); (b) 2; (c) 3; (d) conjunto completo. (Adaptado de <https://www.cirsinc.com/products/mammography/digital-breast-tomosynthesis-qc-phantom/>).

es posible determinar la RCR asociada a una lámina como la descrita en el apartado correspondiente al control automático de la exposición. La ventaja del maniquí es que basta con un único disparo (o más si se utilizan distintos espesores) para obtener toda la información. El *software* de evaluación de las imágenes solo puede ser utilizado en línea subiendo las imágenes a una “nube” creada para este fin y a la cual se puede acceder previo pago.

3.1.2. Maniquí CIRS 021

El maniquí CIRS 021 (CIRS, Norfolk, Virginia, EE.UU.) está formado por tres placas semicirculares con dimensiones 18 cm × 12,7 cm y 1 cm de espesor que contienen distintos tipos de objetos de prueba (fig. 3.2). Los objetos de prueba contenidos en la placa 1 (fig. 3.2a) están diseñados para medir la función de dispersión de línea del plano reconstruido en las direcciones paralela y perpendicular al movimiento del tubo, así como en profundidad, la relación contraste-ruído asociada a una lámina de Al de 0,2 mm de espesor y la pérdida de imagen en la pared del tórax. La placa 2 (fig. 3.2b) contiene una serie de objetos que simulan fibras, masas y microcalcificaciones así como una cuña escalonada con distintas proporciones de tejido glandular. Las medidas de los objetos de esta placa tienen como objetivo determinar el umbral de detección

del sistema. La tercera placa (fig. 3.2c) contiene una matriz de esferas de cerámica para medir la distorsión geométrica. Las tres placas se comercializan junto con 8 placas homogéneas de 1 cm de espesor fabricadas con un material 50%/50% tejido adiposo/tejido glandular (fig. 3.2d). El conjunto se coloca sobre un soporte magnético para asegurar la repetibilidad en el posicionamiento. Las tres placas que contienen los objetos de prueba se combinan con las placas homogéneas colocadas a distintas alturas para simular diferentes condiciones de atenuación. A diferencia del maniquí anterior, el volumen en el que se encuentran distribuidos los objetos de prueba es relativamente pequeño (1 cm de espesor).

3.1.3. Maniquí CIRS BR3D

El maniquí CIRS BR3D (CIRS, Norfolk, Virginia, EE.UU.) está compuesto por 6 placas con dimensiones 10 cm × 18 cm × 1 cm fabricadas con dos tipos de materiales que proporcionan una mezcla con composición de 50% tejido glandular/50% tejido graso. La distribución espacial de ambos materiales no es homogénea (fig. 3.3 a) y es distinta en cada placa de forma que su combinación origina fondos heterogéneos diferentes.

En una de las placas se han insertado objetos de prueba que simulan grupos de microcalcificacio-

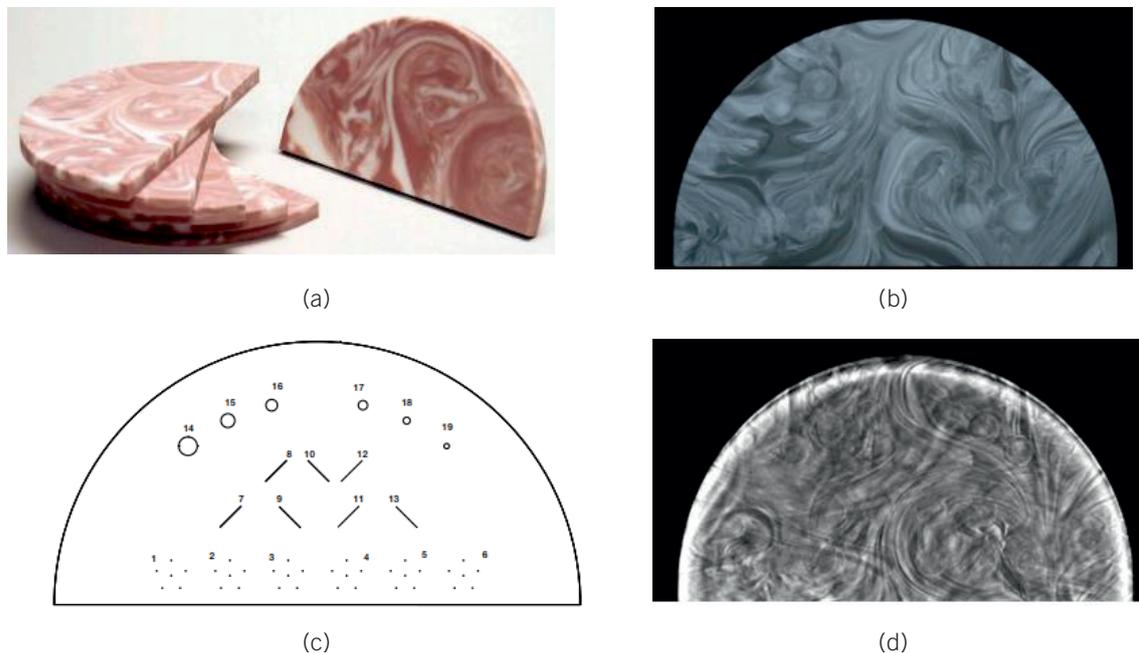


Fig. 3.3. Maniquí CIRS BR3D. (a) Placas de resina epoxi simulando una mama 50% tejido glandular/50% tejido graso con distribución heterogénea; (b) imagen 2D de un apilamiento; (c) esquema de la distribución de los objetos de prueba (fibras, micros y masas) contenidos en una de las placas; (d) plano reconstruido del apilamiento. (Adaptado de <https://www.cirsinc.com/products/mammography/br3d-breast-imaging-phantom/>).

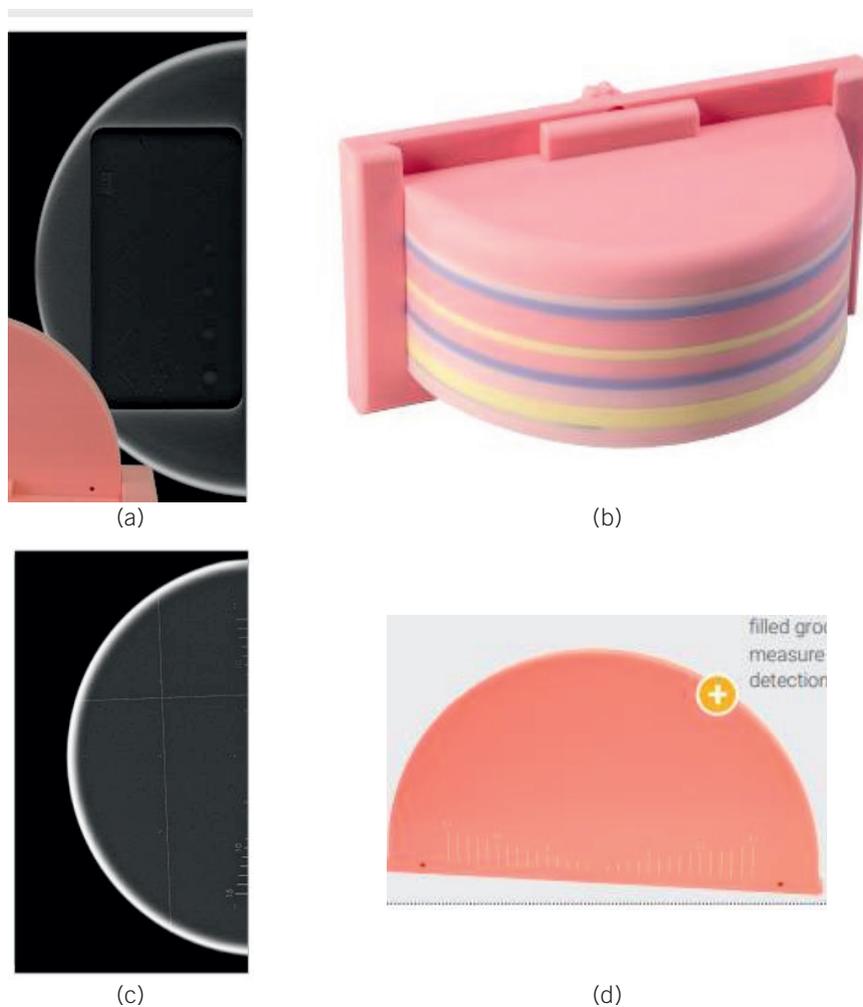


Fig. 3.4. Maniquí modular DBT Gammex. (a) Imagen de la placa que contiene objetos de prueba que simulan fibras, microcalcificaciones y masas; (b) Conjunto de placas que simulan distintas glandularidades para combinar con las que contienen los objetos de prueba; (c) Imagen de la placa mostrada en (d) que contiene la escala graduada para evaluar la pérdida de tejido en la pared del tórax y los hilos para medir la LSF en el plano reconstruido. (Adaptado de <https://www.sunnuclear.com/products/modular-dbt-phantom>).



Fig. 3.5. (a) Maniquí VOXMAN de 4,5 cm de espesor; (b) Plano reconstruido obtenido con un sistema de tomosíntesis de mama mostrando la textura del material que rellena el maniquí. (Adaptado de <https://www.leedstestobjects.com/>).

nes (motas de CaCO_3) con tamaños que van desde 0,13 mm a 0,4 mm; masas esféricas de resina epoxi que aparentan carcinomas con diámetros entre 1,8 mm y 6,3 mm y fibras de 10 mm de longitud y diámetros entre 0,15 mm y 0,6 mm (fig. 3.3 (c)). El conjunto de objetos de prueba coincide con los incluidos en el maniquí del Colegio Americano de Radiología (ACR) cuyo uso se recomienda en Estados Unidos.

3.1.4. Maniquí Modular DBT Gammex

El maniquí modular DBT (Gammex, Sun Nuclear Corporation, Middleton, EE.UU.) está formado por una serie de placas semicirculares de dimensiones 18 cm \times 10 cm, algunas de ellas con bordes redondeados. El espesor total que se puede alcanzar es de 6,5 cm. Ofrece la posibilidad de combinar las placas que contienen los objetos de prueba con placas homogéneas que simulan distintas composiciones de mama (fig. 3.4). Las medidas que pueden llevarse a cabo son el umbral de detección de fibras, microcalcificaciones y masas de distintos tamaños, así como parámetros físicos (LSF, dispersión de artefactos) y de geometría del sistema (pérdida de tejido).

3.1.5. Maniquí VOXMAN

El maniquí VOXMAN (Leeds Test Objects, North Yorkshire, Reino Unido) consiste en un único bloque de 4,5 cm de espesor y forma semicircular con 22 cm de diámetro. El maniquí contiene un material que simula la textura de los tejidos mamarios (fig. 3.5) en el que se incluyen cuatro grupos de microcalcificaciones de diferente tamaño que están aleatoriamente insertadas en planos paralelos al soporte de la mama (xy) separados 1 cm en profundidad. El fabricante del maniquí no aporta información sobre las posiciones de los grupos.

3.1.6. Maniquí AGATHA

El maniquí AGATHA (Leeds Test Objects, North Yorkshire, Reino Unido) complementa al anterior. Consiste en un bloque rectangular de PMMA de 4,5 cm de espesor y dimensiones 16 cm \times 22 cm (fig.3.6). Con este maniquí es posible determinar con un único barrido de tomosíntesis varios parámetros tales como la cantidad de tejido perdido en la pared del tórax, la función de dispersión de línea (LSF) en los planos reconstruidos asociada con 4 hilos de nylon con distinta orientación, la resolución en profundidad asociada a un hilo de tungsteno (perfiles de sensibilidad en z) y, finalmente, incluye 3 insertos esféricos fabricados de un material que simula un 30% tejido glandular y 70% adiposo para determinar la MTF en volumen (3D), la distorsión, la dispersión de artefactos y la RCR.

3.2. Maniqués realistas para evaluar y optimizar el examen de tomosíntesis de mama

Los maniqués que representan de forma más exacta la distribución de tejidos de la mama (maniqués realistas) posibilitan obtener imágenes de mayor similitud a las clínicas y, por ello, son útiles para investigar la capacidad de detección de distintos sistemas o de distintas condiciones de adquisición. Los materiales típicos empleados en su fabricación incluyen agua, aceite, parafina, manteca de cerdo, etc. Dependiendo de la complejidad del modelo fabricado, se puede llegar a incrustar elementos (p. ej., esferas) que sirvan para medir ciertos parámetros o incluso evaluar la detección en estructuras complejas. Ejemplos de maniqués fabricados manualmente con estructuras internas bastantes realistas se pueden observar en la fig. 3.7.



Fig. 3.6. (a) Maniquí Agatha formado por un bloque de PMMA de 4,5 cm de espesor en el que se han insertado los objetos de test mostrados en el esquema de la derecha. (Adaptado de <https://www.leedstestobjects.com/>).

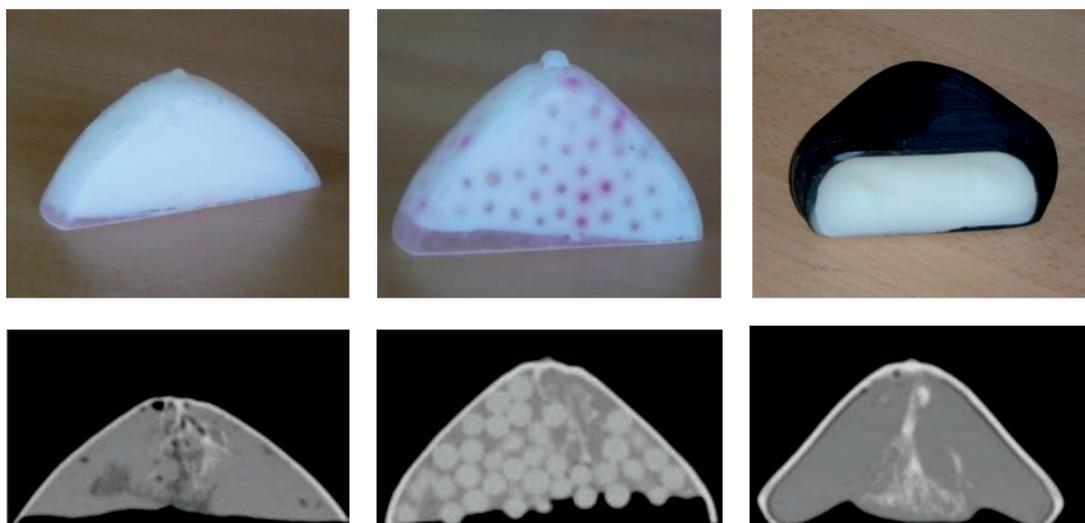


Fig. 3.7. En la fila de arriba se muestran una serie de maniqués diseñados para simular estructuras internas mamarias y, en la fila de abajo, los correspondientes cortes tomográficos. (Cortesía de K. Bliznakova).

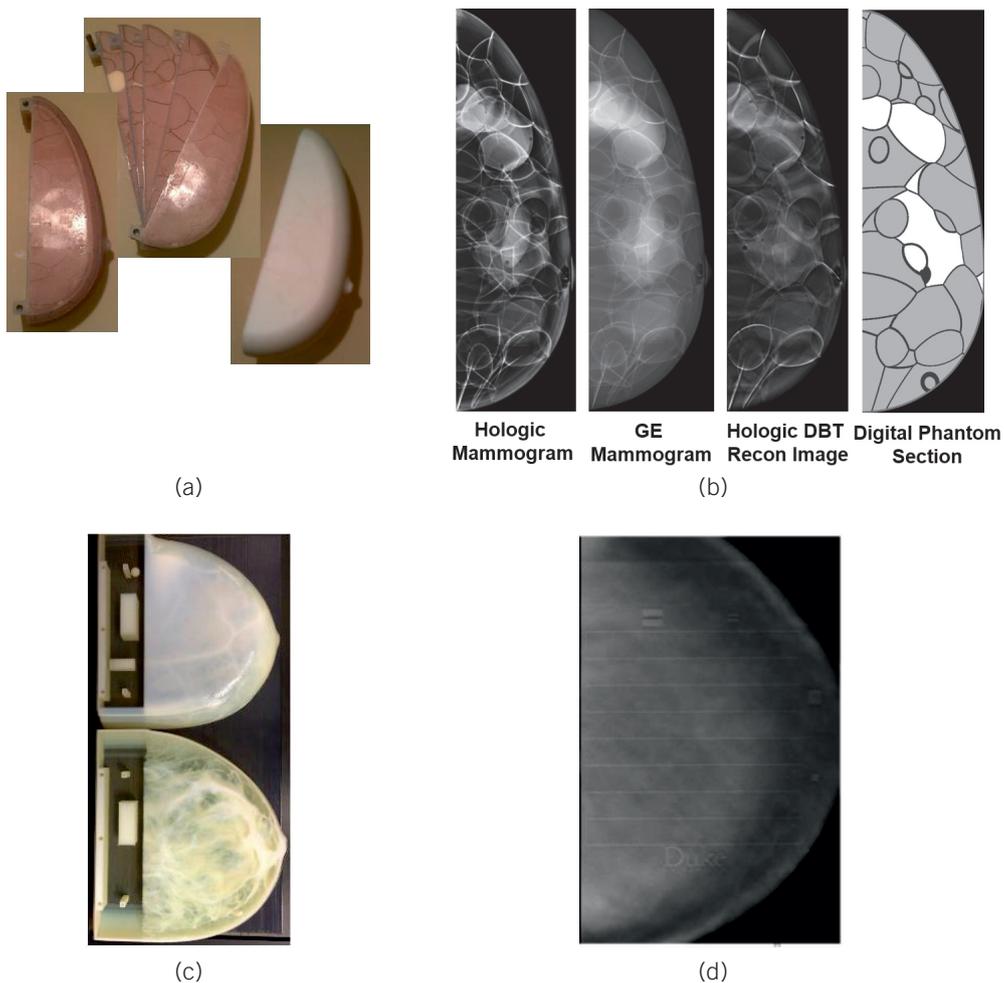


Fig. 3.8. (a) Fotografía del maniqué UPENN desarrollado por la Universidad de Pensilvania (EE.UU.) y (b) imágenes del maniqué adquiridas con distintos sistemas (Cortesía de A. Maidment y P.R. Bakic). (c) Fotografía del maniqué Duke desarrollado por la Universidad Duke (EE.UU.) y (d) su correspondiente plano reconstruido (Cortesía de J. Lo, [Zhao y col., 2017]).

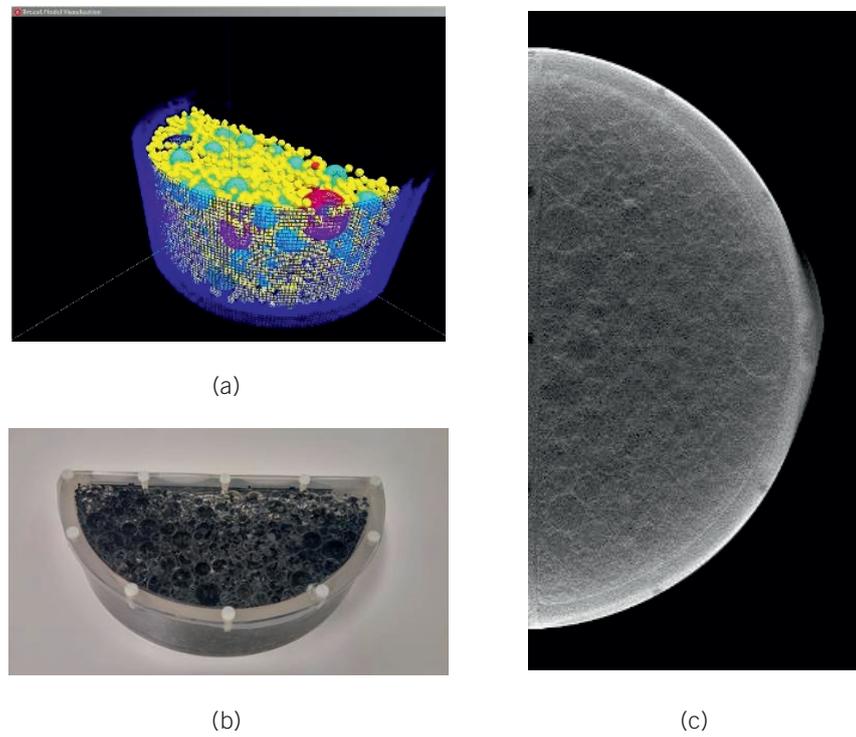


Fig. 3.9. Maniquí LUCMR. Modelo (a) matemático y (b) impreso. (c) Plano reconstruido del maniquí. (Cortesía de Hilde Bosmans).

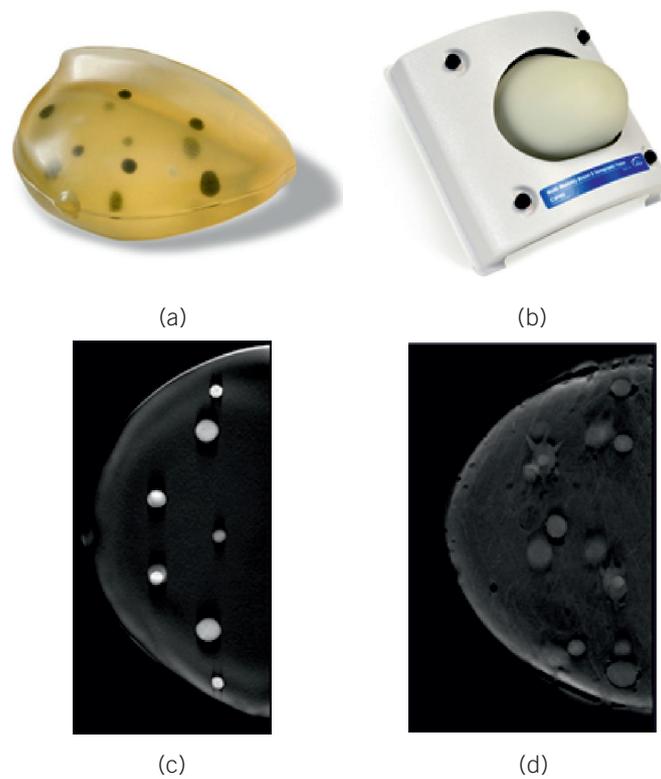


Fig. 3.10. Maniqués compresibles. (a) CIRS 013 y (b) CIRS 073. Los insertos contenidos en ambos maniqués se muestran en (c) y (d) respectivamente. Las imágenes corresponden a los planos en foco obtenidos por tomosíntesis.

3.2.1. Maniqués impresos en 3D

La llegada de nuevas tecnologías y materiales para la impresión 3D ha propiciado la impresión de maniqués previamente modelados matemáticamente. Éstos pueden haber sido diseñados a partir de la anatomía conocida de la mama (p. ej., maniqué UPENN) o mediante imágenes clínicas 3D (p.ej., tomografía computarizada). Pueden incluir insertos que representen anomalías de la mama u otros objetos que permitan evaluar la calidad de la imagen. Algunos de estos maniqués se presentan a continuación ya que tienen potencial para ser utilizados (o recomendados) en tomosíntesis de mama para evaluar la detección de lesiones.

1 Antropomórficos

UPENN es un maniqué desarrollado en la Universidad de Pensilvania (EE. UU.). Inicialmente, este modelo solo estaba disponible en formato digital, aunque en los últimos años ha dado el salto a la impresión 3D (fig. 3.8a). La empresa fabricante de maniqués CIRS (Norfolk, Virginia, EE. UU.) está trabajando para producir una versión comercial. Por otro lado, la Universidad Duke (EE. UU.) también imprime sus maniqués digitales basados en imágenes de mama por tomografía computarizada (fig. 3.8c).

2 No antropomórficos

El maniqué LUCMR (fig. 3.9) ha sido diseñado en la Universidad Católica de Lovaina (Bélgica). Aunque no está construido mediante impresión 3D, se incluyen lesiones realistas que se imprimen mediante esta tecnología. Una característica singular de este maniqué es que, al incluir esferas de diferentes tamaños para simular el tejido de fondo, al agitar el maniqué cambia la distribución de las esferas, simulando nuevos fondos.

3.2.2. Maniqués compresibles

Todos los maniqués descritos hasta ahora corresponden a objetos rígidos con alturas correspondientes a diversos grosores de mama predeterminados. Sin embargo, existen otros maniqués comerciales hechos de material más flexible que permiten ser comprimidos. Ejemplos de estos maniqués incluyen el CIRS 013 (fondo homogéneo) y CIRS 073 (fondo heterogéneo). La mayoría de ellos están diseñados para ser utilizados en esterotaxia. Sin embargo, el hecho de ser maniqués comprimibles y contener diversos objetos de test distribuidos en un volumen, les hace valiosos para evaluar la calidad de imagen de los sistemas de TDM. Es importante considerar que los maniqués hasta ahora descritos son rígidos y no sirven para evi-

denciar el efecto de la compresión en la calidad de la imagen. La fig. 3.10 muestra estos dos maniqués con sus correspondientes planos reconstruidos.

4. Calidad de imagen clínica (CIC)

La TDM ha supuesto una mejora en la detección y caracterización de las lesiones mamarias en comparación con la mamografía digital, lo que se ha traducido en un aumento en la detección de cánceres y una disminución en el número de mujeres que requieren pruebas complementarias por dudas en el diagnóstico y, por tanto, una reducción del coste sanitario y de la ansiedad que estas pruebas generan a la mujer.

A pesar de estas ventajas, los radiólogos necesitan una imagen 2D que muestre la mama de una forma global para ver la cantidad de tejido fibroglandular y su distribución, y lo que es más importante, que permita comparar con los estudios de mamografía digital previos de la paciente. Por este motivo, es inevitable realizar una mamografía digital 2D junto al estudio de tomosíntesis.

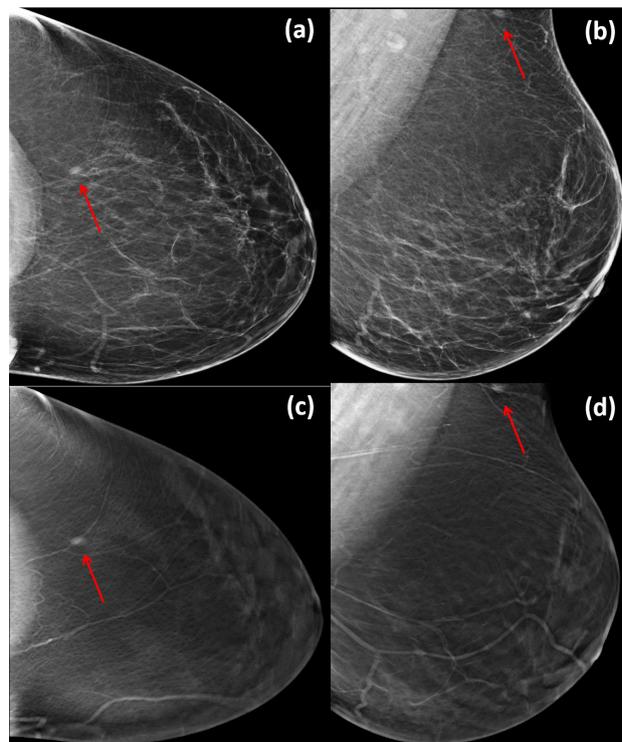


Fig. 4.1. Pseudolesión. Nódulo de morfología ovalada y márgenes indistintos en cuadrante supero externo de mama izquierda (a) y proyección CC y OML de mamografía digital 2D (c y d). En los cortes de tomosíntesis (b y d) se comprueba que el nódulo está situado en la piel y se corresponde a una lesión cutánea (verruza). (Cortesía de S. Romero y M. Alvarez).

Aunque las diferentes proyecciones de la TDM son adquiridas con baja exposición, la combinación de tomosíntesis y mamografía digital 2D incrementa de forma notable la dosis de radiación recibida por la paciente. En concordancia con el principio ALARA se ha desarrollado la mamografía sintética, creada a partir de los planos reconstruidos de la TDM y presentada como una posible solución a la necesidad de disponer de la mamografía digital 2D, con la importante reducción de las dosis impartidas que ello conlleva.

La imagen sintética se crea mediante unos algoritmos que preservan los detalles de las lesiones detectadas en los planos de TDM, lo que permite que hallazgos como las microcalcificaciones y las espículas sean mejor visualizados en comparación con la mamografía digital 2D [Hooley y col., 2017]. Esta nueva imagen sintética sólo se ha aprobado para su uso junto a la TDM, particularmente para comparar con estudios previos, no como una imagen diagnóstica por sí sola, dado que no es una imagen obtenida directamente.

4.1. Presentación de lesiones mamarias en tomosíntesis

La TDM reduce la superposición de estructuras y mejora la detección de lesiones mamarias que podrían haber quedado enmascaradas por el tejido mamario en la mamografía digital 2D. Al mismo tiempo, permite descartar “pseudolesiones” o falsas lesiones que pueden generarse en la imagen 2D, producidas por la superposición de tejido fibroglandular con otros componentes sin corresponder a una lesión real.

Previamente a la introducción de la TDM, una pseudolesión identificada en mamografía digital 2D suponía la realización de pruebas de imagen adicionales para aclarar el hallazgo. El principal beneficio de la TDM reside en la capacidad de resolver estas anomalías sin necesidad de pruebas complementarias, con la consiguiente reducción en la tasa de rellamadas en los programas de cribado mamario. El examen de los planos de TDM permite identificar si la correspondiente área de la “pseudolesión” está formada por ligamentos de Cooper, vasos y/o tejido fibroglandular (fig. 4.1 y 4.2).

La TDM mejora la caracterización de las lesiones mamarias y, por tanto, permite predecir la probabilidad de malignidad de las mismas con más precisión que la mamografía digital 2D. No obstante, para que esta técnica aporte las ventajas previstas, se requiere una curva de aprendizaje para que los radiólogos interpreten de forma correcta los hallazgos mamarios visualizados por TDM.

La interpretación de los estudios de TDM difiere de la que se hace con la mamografía digital 2D y necesita del desarrollo de un nuevo patrón de observación y valoración. La TDM implica la visualización de un

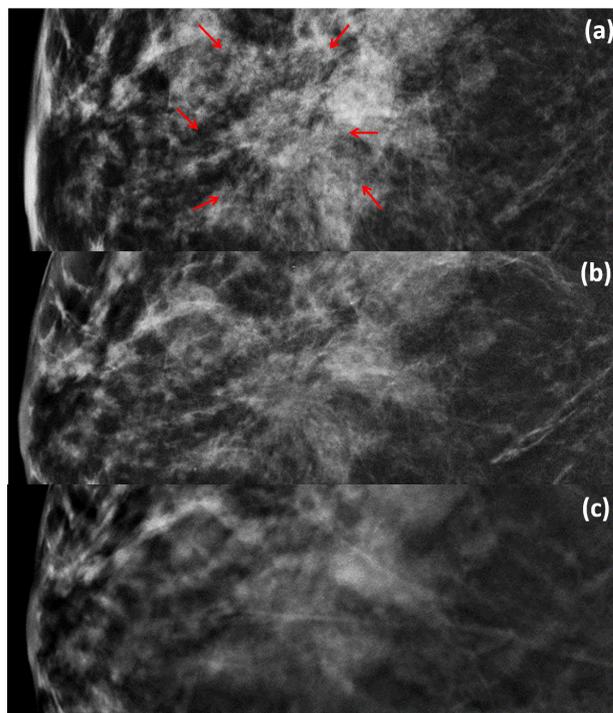


Fig. 4.2. Pseudolesión. Lesión con espículas de localización central en mama derecha identificada en mamografía digital 2D (a) siendo menos visible en mamografía sintética (b), correspondiéndose a tejido fibroglandular normal en los cortes de tomosíntesis (c). (Cortesía de S. Romero y M. Álvarez).

mayor número de imágenes por estudio y requiere el desplazamiento de ida y vuelta a través de los planos de TDM para valorar toda la mama en busca de anomalías. Además, la visibilidad de las lesiones mamarias difiere entre ambas técnicas, por lo que es necesario familiarizarse con la manifestación de estas lesiones en TDM.

La TDM ha demostrado detectar más cánceres que la mamografía digital, pero también detecta más lesiones benignas. Es por ello relevante conocer las características con las que se presentan las diferentes lesiones mamarias en los estudios de TDM en beneficio de la precisión diagnóstica.

4.1.1. Nódulos

En el caso de las lesiones que se presentan como nódulos, la tomosíntesis muestra una mayor capacidad tanto para su detección, como para su caracterización, ya que permite una mejor valoración de su morfología y margen.

Uno de los aspectos a resolver con la utilización de la TDM es el aumento en la detección de nódulos circunscritos. Si bien estos nódulos suelen representar lesiones benignas (quistes y fibroadenomas), algunas

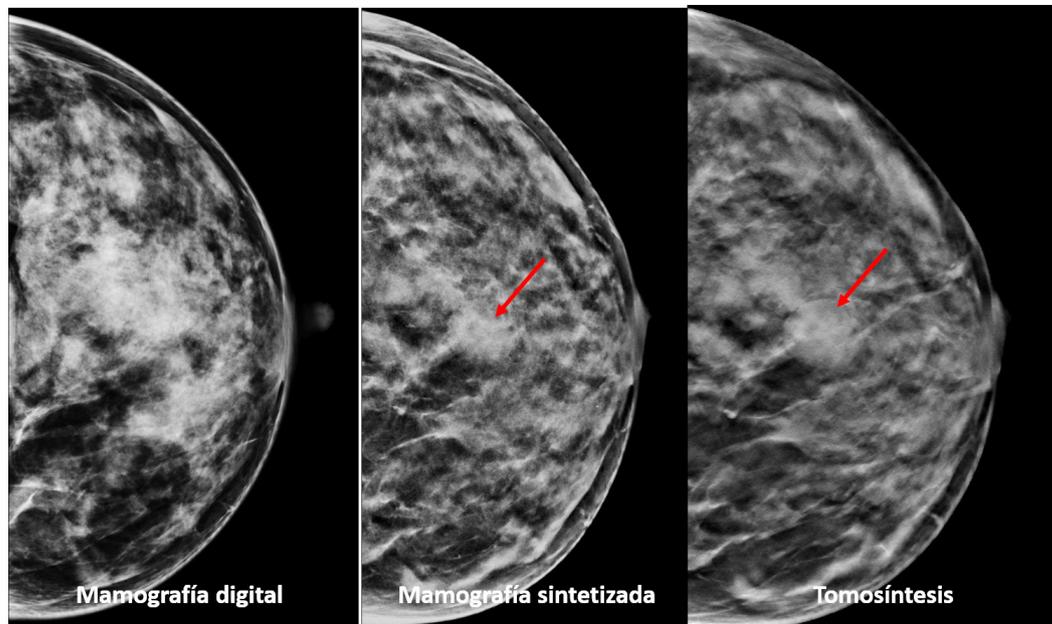


Fig. 4.3. Nódulo de morfología ovalada y márgenes circunscritos de localización central en mama izquierda solo visible en mamografía sintética y tomosíntesis. (Cortesía de S. Romero y M. Álvarez).

lesiones malignas, como el carcinoma papilar, mucinoso, metaplásico o el tumor phyllodes maligno, pueden mostrar esta apariencia [Sickles, 1994].

El aumento en la visualización de los nódulos circunscritos por tomosíntesis, no detectados en mamografía digital debido a la superposición del tejido, supone un problema emergente respecto a su manejo al que el radiólogo se enfrenta a diario (fig. 4.3). El descubrimiento de estos nódulos indetectables previamente puede conllevar el efecto indeseable de un aumento de las pruebas complementarias en las unidades diagnósticas de mama y de las tasas de rellamadas en el cribado mamario con el uso de la TDM.

En uno de los pocos artículos publicados sobre este tema, Nakashima, [Nakashima y col., 2017] trató de determinar las características de la imagen que permiten diferenciar entre benignidad y malignidad de los nódulos circunscritos detectados por tomosíntesis en comparación con mamografía digital. Como resultado, se demuestra una mejor visualización de los nódulos por tomosíntesis mostrando los nódulos malignos un mayor tamaño y densidad. Aun así, no encontraron diferencias significativas para la categorización entre benignidad y malignidad por tomosíntesis, concluyendo que esta diferenciación puede requerir otras modalidades de imagen.

Wasan [Wasan y col., 2019] estudió la relación entre el porcentaje de margen visible de los nódulos circunscritos y la probabilidad de benignidad en mamografía digital y tomosíntesis. Concluyó que cuando en las imágenes era visible más del 50% del margen de los nódulos, estos eran correctamente catalogados como

benignos en un 98% de los casos. Se determinó que el beneficio de la TDM radicaba en permitir visualizar más del 50% de los márgenes en un mayor número de nódulos, lo que mejora la especificidad.

Son necesarios, por tanto, más estudios que aporten evidencias para unificar la actuación de los radiólogos ante aquellos nódulos circunscritos indetectables previamente, descubiertos en los estudios de TDM.

4.1.2. Microcalcificaciones

Aunque el valor añadido de la TDM en la evaluación de nódulos, asimetrías del tejido y distorsiones de la arquitectura ha sido confirmado, no es tan claro en la valoración de las microcalcificaciones.

Las microcalcificaciones son un hallazgo frecuente en mamografía, sobre todo en mamografía de cribado, cuyo origen puede ser debido a una gran variedad de causas, entre las que se incluyen patologías malignas y benignas. Se ha demostrado que ciertos patrones específicos, como morfología pleomórfica y distribución lineal, están asociados con un mayor valor predictivo positivo para malignidad, por lo que una cuidadosa caracterización de su morfología y distribución es esencial para establecer el riesgo de malignidad y la decisión de manejo.

La mamografía digital 2D ha conseguido una gran calidad para la detección y caracterización de las microcalcificaciones, en gran parte por la alta resolución de contraste y los algoritmos de procesamiento adoptados para destacarlas. Sin embargo, la experien-

cia clínica con la TDM ha revelado algunos fallos en la valoración de este tipo de hallazgo.

La imagen sintética muestra un mayor contraste entre las diferentes estructuras presentes en la mama, lo que genera un marcado realce de las microcalcificaciones. De forma general, esto facilita su detección, pero también ocasiona una pérdida en la calidad de la definición de la morfología, lo que podría conllevar a una errónea categorización de las mismas. Lo que sí permite la imagen sintética es valorar la distribución de las microcalcificaciones, característica importante para la mejor predicción del riesgo. Por el contrario, los planos reconstruidos de la tomosíntesis no permiten valorar la distribución al presentarse las microcalcificaciones en diferentes planos. Sin embargo, aportan una mayor definición de la morfología al mostrar un realce menor (fig. 4.4).

Los primeros artículos publicados sobre la capacidad de la TDM para la detección de las microcalcificaciones afirmaban que esta nueva tecnología infraestimaba la categorización BI-RADS® en comparación con la mamografía digital. En el estudio realizado por Tagliafico [Tagliafico y col., 2015], la TDM demostró una menor sensibilidad, con una infraestimación para malignidad del 2,8%, acompañada de una mayor

especificidad cuando se comparaba con la mamografía digital. Se concluye que existe una discordancia en la clasificación BI-RADS® asignada a las microcalcificaciones entre la mamografía digital y la TDM, con tendencia a la infraestimación en esta última. En la misma línea, en el artículo publicado por Spangler [Spangler y col., 2011] también se demostró que con el uso de la mamografía digital se obtiene una mayor sensibilidad y especificidad para el diagnóstico de las microcalcificaciones con respecto a la TDM.

Estos estudios preliminares abrieron la discusión sobre si la TDM es adecuada para el estudio de microcalcificaciones, un problema relevante ante la aceptación de la TDM como método de cribado mamario, dado que la mayoría de los cánceres presentados como microcalcificaciones suelen detectarse en estudios de cribado de mujeres asintomáticas.

Sin embargo, las últimas publicaciones que tratan el tema de las microcalcificaciones por tomosíntesis ofrecen unos resultados opuestos a los encontrados en los artículos anteriormente mencionados. En el estudio realizado por Clauser [Clauser y col., 2016] con un equipo de tomosíntesis con rango angular ancho (50°) no se encontraron diferencias significativas en la visibilidad de las microcalcificaciones cuando compararon mamografía digital y tomosíntesis, con similar intervalo de exactitud diagnóstica. Se concluye en este caso que la TDM con rango angular ancho es tan buena como la mamografía digital para la detección y caracterización de microcalcificaciones. En un artículo publicado más recientemente, los autores [Romero y col., 2018] demuestran una misma tasa de detección de cánceres, cuya forma de presentación fueron las microcalcificaciones, cuando compararon mamografía digital y TDM más imagen sintética. Esta mejora en la caracterización de las microcalcificaciones descrita en estos últimos artículos publicados se puede deber a una mayor experiencia de los radiólogos con las imágenes de tomosíntesis, así como a mejoras en los parámetros técnicos de esta nueva tecnología y de la imagen sintética. Aun así, persiste la necesidad de un mayor número de estudios sobre el tema para mejorar la evidencia.

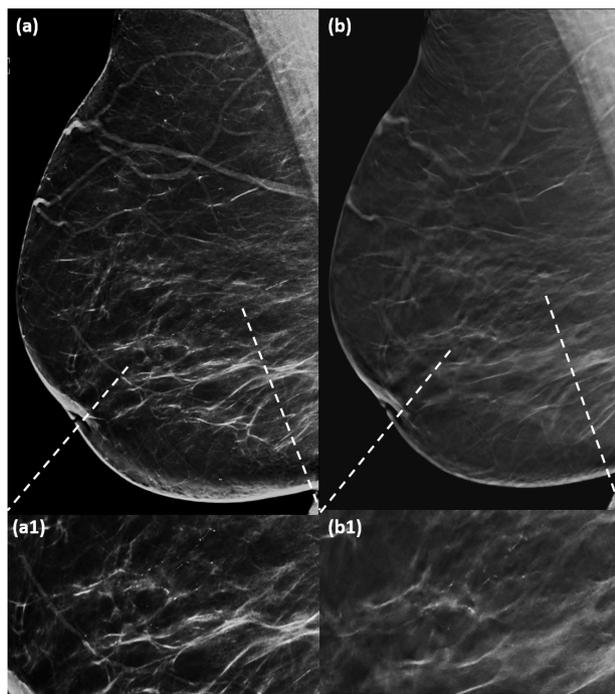


Fig. 4.4. Microcalcificaciones lineales ramificadas de distribución lineal. (a) Mamografía sintética, podemos comprobar la distribución de las microcalcificaciones (a1, imagen ampliada); (b) Corte de tomosíntesis, podemos comprobar con más detalle la morfología de las microcalcificaciones (b1, imagen ampliada). (Cortesía de S. Romero y M. Alvarez).

4.1.3. Distorsión de la arquitectura

La distorsión de la arquitectura es la tercera forma de presentación más común de los cánceres de mama no palpables [Partyka y col., 2014]. Esta lesión está compuesta por espículas, que se presentan en la imagen como finas líneas densas, correspondiéndose a la sutil rectificación del tejido fibroglandular y de los ligamentos de Cooper.

La distorsión ha demostrado ser uno de los hallazgos radiológicos causante de más falsos negativos en

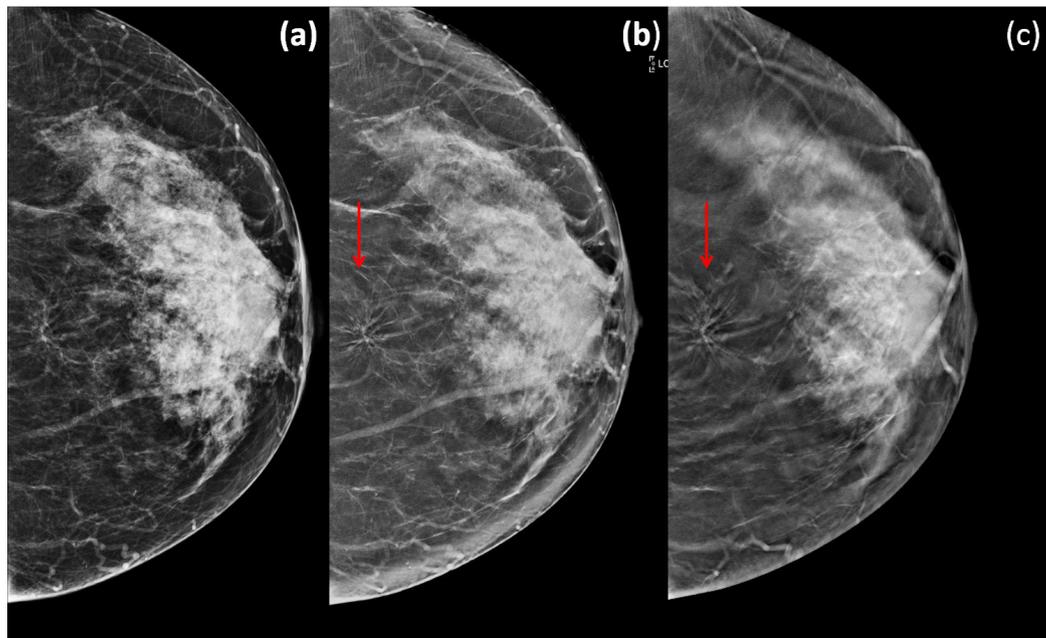


Fig. 4.5. Distorsión de la arquitectura de localización central (retroglandular) en mama izquierda no detectada en mamografía digital (a). Realce de espículas en mamografía sintética (b) y tomosíntesis (c). (Cortesía de S. Romero y M. Álvarez).

el estudio mamográfico, representando el 12-45% de los cánceres de mama no diagnosticados [Durand y col., 2016]. Por otro lado, existen procesos benignos que también se pueden manifestar con una apariencia similar a la distorsión de la arquitectura, como la cicatriz radial o la lesión esclerosante compleja.

La TDM genera un mayor realce de las espículas presentes en este tipo de hallazgo frente al tejido fibroglandular circundante debido a la eliminación del ruido estructural, hecho que puede estar muy potenciado en la mamografía sintética al aunar todas las espículas que componen la distorsión en una única imagen (fig. 4.5).

El aumento en la detección de distorsiones de la arquitectura por TDM es controvertido, dado que, si bien pueden representar cánceres adicionales a los identificados por la mamografía digital, también pueden suponer un aumento en la tasa de falsos positivos al ser finalmente lesiones benignas. En el artículo publicado por Freer [Freer y col., 2015], en el que revisan los casos de distorsiones de la arquitectura detectadas y visibles solo por tomosíntesis, encontraron un valor predictivo positivo (VPP) para malignidad del 47%, siendo la mayoría cánceres infiltrantes con ganglios negativos (77%). Concluyen que este alto VPP de malignidad hace obligatorio el estudio anatomopatológico de estos hallazgos. El aumento en la detección podría compensar el incremento generado en las tasas de falsos positivos.

Se debe mencionar la existencia de distorsiones de la arquitectura detectadas por tomosíntesis que finalmente solo son identificadas por este método, sin ser visibles por los métodos convencionales (mamografía

digital, ecografía, resonancia magnética). Esto obliga a disponer de sistemas de biopsia guiados por este método para conocer su naturaleza anatomopatológica. En la actualidad, no se han descrito protocolos de actuación unánimes para afrontar una distorsión solo vista por tomosíntesis, pero en la literatura podemos encontrar algoritmos diagnósticos, como el presentado por Durand [Durand y col., 2016], que plantea posibles soluciones para este nuevo problema.

4.1.4. Asimetría de densidad

El concepto “asimetría de densidad” hace referencia a la presencia de tejido mamario en una localización en la mama no existente en la misma localización de la mama contralateral. Normalmente se corresponde a tejido fibroglandular normal, siempre que no se demuestre la existencia de un nódulo y no esté asociado con una distorsión de la arquitectura o microcalcificaciones sospechosas.

Con el uso de la TDM se ha experimentado una reducción de la categorización como asimetría de densidad de las lesiones mamarias. Este hecho se ha descrito en la bibliografía publicada poniendo de manifiesto un descenso en el número de mujeres que requieren la realización de pruebas complementarias por la detección de una asimetría de densidad cuando el cribado es realizado con TDM [Lourenco y col., 2015].

La disminución en la identificación de asimetrías puede estar relacionada con la mejor caracterización

gracias a la tomosíntesis de las “pseudolesiones” o falsas imágenes originadas por el solapamiento del tejido mamario, pudiendo ser identificadas como imágenes no reales.

Los nódulos con márgenes oscurecidos u ocultos por el tejido mamario adyacente se pueden catalogar como asimetría de densidad en la mamografía digital 2D. La mejora en la visualización de los márgenes de una lesión con la tomosíntesis permite que estos casos de asimetrías sean correctamente catalogados como nódulo.

Estas modificaciones en la identificación y caracterización de las lesiones mamarias han llevado a una reducción en el uso del término asimetría de densidad para catalogar las lesiones.

4.1.5. Características asociadas

Las características asociadas de la mamografía dentro de la clasificación del sistema BI-RADS® [Sickles, 2013] engloban los hallazgos adicionales que pueden acompañar a una lesión. En este grupo encontramos la retracción cutánea y/o de pezón, engrosamiento cutáneo, engrosamiento trabecular, adenopatía axilar, distorsión de la arquitectura y microcalcificaciones.

La aportación de la TDM en algunas de estas características ya se ha descrito anteriormente, como es el caso de la distorsión y las microcalcificaciones. El engrosamiento cutáneo será comentado en el siguiente apartado dado que también puede representar un artefacto en la reconstrucción.

Los múltiples planos del estudio de TDM permiten valorar la composición interna de las lesiones, no posible con la mamografía digital. Muchas lesiones benignas, como los ganglios, lipomas, fibroadenomas

y galactoceles se presentan como un nódulo con contenido graso, siendo este componente graso visible en las imágenes de TDM. Es frecuente en el trabajo diario de las unidades diagnósticas de mama la realización de pruebas complementarias para valorar nódulos de etiología benigna debido a la incapacidad de ver el componente graso en la imagen 2D. Este trabajo adicional puede evitarse con la incorporación de la TDM.

4.2. Artefactos

El uso de la TDM, como ya se ha descrito, tiene ventajas sustanciales con respecto a la mamografía digital. Al igual que en esta última, en las imágenes de TDM pueden aparecer artefactos esencialmente diferentes a los descritos en 2D. El radiólogo debe reconocer estos artefactos y comprender por qué se producen para poder solventarlos. Los artefactos se pueden clasificar en tres grandes grupos [Zuckerman y col., 2017; Elizalde, 2014; Sujlana y col., 2019; Tirada y col., 2019].

4.2.1. Artefactos relacionados con la paciente

- *Artefacto de movimiento (fig. 4.6):* la TDM requiere de tiempos de adquisición más largos que los empleados en mamografía digital. Debido a ello, pueden aparecer artefactos de movimiento tanto en la imagen sintética como en la TDM, si bien la presencia de estos artefactos no es solo privativa de la TDM ya que está también descrita en mamografía digital. Debido al movimiento, el tejido mamario puede aparecer borroso, resultando en una pérdida de resolución de imagen que limita la capacidad de

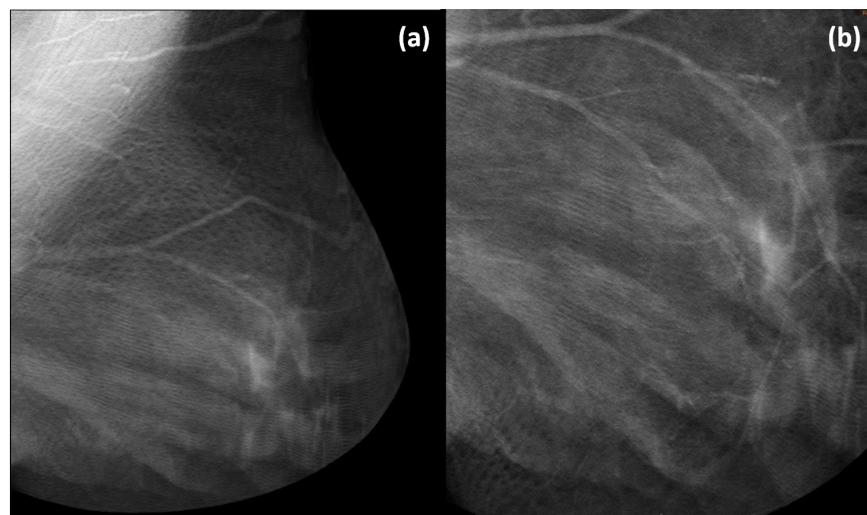


Fig. 4.6. Artefacto de movimiento. Proyección OML, corte de tomosíntesis. Se aprecia como el movimiento origina la aparición de una estructura de rayas asociada con los poros de la piel. (Cortesía de S. Romero y M. Álvarez).

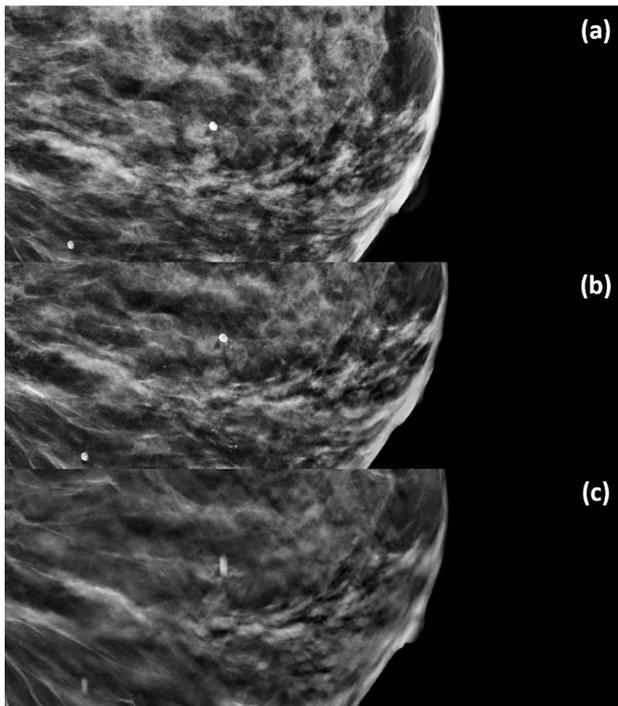


Fig. 4.7. Artefacto en “pila de monedas” o “cremallera” presente en los cortes de tomosíntesis asociados, en este caso, con la presencia de microcalcificaciones groseras. (a) Mamografía digital 2D; (b) Mamografía sintética; (c) Corte de tomosíntesis. (Cortesía de S. Romero y M. Álvarez).

detección por parte del radiólogo por lo que este artefacto no es aceptable. Los TSID pueden reducir este artefacto a través de un posicionamiento

y compresión cuidadosa, solicitando a la paciente que no respire durante el tiempo de adquisición y manejando la ansiedad durante el procedimiento.

- *Artefacto de “zig-zag”*: este artefacto se produce también debido al movimiento de la paciente durante el periodo de adquisición de imágenes. Las lesiones de alta atenuación como calcificaciones groseras o clips metálicos muestran un movimiento de zig-zag en los diferentes planos del estudio de TDM.

4.2.2. Artefactos relacionados con la reconstrucción 3D

- *Artefacto de “pila de monedas” o “cremallera”*: producido por lesiones hiperdensas como calcificaciones groseras o clips metálicos. Consiste en una sucesiva repetición del objeto de alta atenuación en los planos adyacentes al corte que contiene el objeto en foco (fig. 4.7). Es posible mitigar este artefacto modificando los algoritmos de reconstrucción o de posprocesado de las imágenes. También es posible reducir la presencia del artefacto incrementando el número de proyecciones durante la adquisición o disminuyendo el rango angular manteniendo el número de proyecciones. Sin embargo, estas alternativas implican cambios en la tecnología del sistema de TDM poco viables.
- *Artefacto de “sombra” o “halo”*: este artefacto aparece durante el proceso de reconstrucción debido al procedimiento seguido por algunos algoritmos

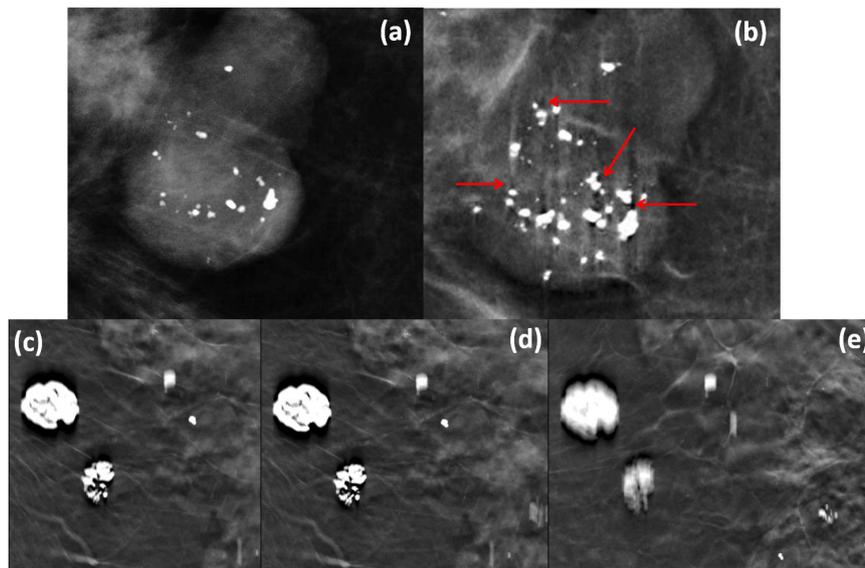


Fig. 4.8. Artefacto de “sombra” (flechas rojas) en imagen sintética secundario microcalcificaciones de alta densidad: (a) Mamografía digital; (b) Imagen sintética; (c) Cortes de tomosíntesis donde existe un marcado artefacto de sombra rodeando a calcificaciones groseras. El artefacto permanece cuando las calcificaciones están fuera de foco (d) y (e). (Cortesía de S. Romero y M. Álvarez).

de reconstrucción (fundamentalmente algoritmos de retroproyección filtrada (FBP)). El resultado son unas zonas hipodensas que rodean a los objetos radiopacos (como el material quirúrgico). Estas zonas pueden oscurecer el tejido adyacente o incluso ocultar la existencia de microcalcificaciones (fig. 4.8). Este artefacto es mucho más notorio en la dirección del movimiento del tubo y cuando el material de alta densidad tiene un tamaño importante. Cuando el eje mayor del objeto es paralelo al movimiento del tubo, la severidad o extensión espacial del artefacto se incrementa.

- *Artefacto de “truncación”*: puede aparecer como consecuencia de un número muy limitado de las proyecciones adquiridas o de un tamaño del detector pequeño. Esto origina que el tejido mamario de las regiones más periféricas se capture solo en algunas proyecciones, es decir, no esté presente en todas las proyecciones. Esta falta de información hace que en la reconstrucción aparezca un efecto en “escalón”, observándose finas líneas paralelas en el tejido periférico. Este artefacto se puede minimizar con el uso de un detector de mayor tamaño y se produce de forma más frecuente cuando las mamas son grandes o el espaciado entre las proyecciones es grande (pocas proyecciones).
- *Artefacto de borde brillante*: es una variante del artefacto de “truncación”. El artefacto aparece como un exceso de atenuación de los rayos X en el margen de la imagen como, por ejemplo, en la región axilar. La falta de una captura uniforme del tejido mamario durante el proceso de adquisición es interpretada por los algoritmos de reconstrucción como una mayor atenuación de esas regiones no capturadas correctamente.
- *Artefacto de pérdida de resolución de la piel y el tejido superficial*: ocurre en mamas de gran tamaño o densas. Debido a las altas dosis de radiación requeridas en estos casos, los rayos X periféricos que atraviesan sólo piel o tejido subcutáneo con

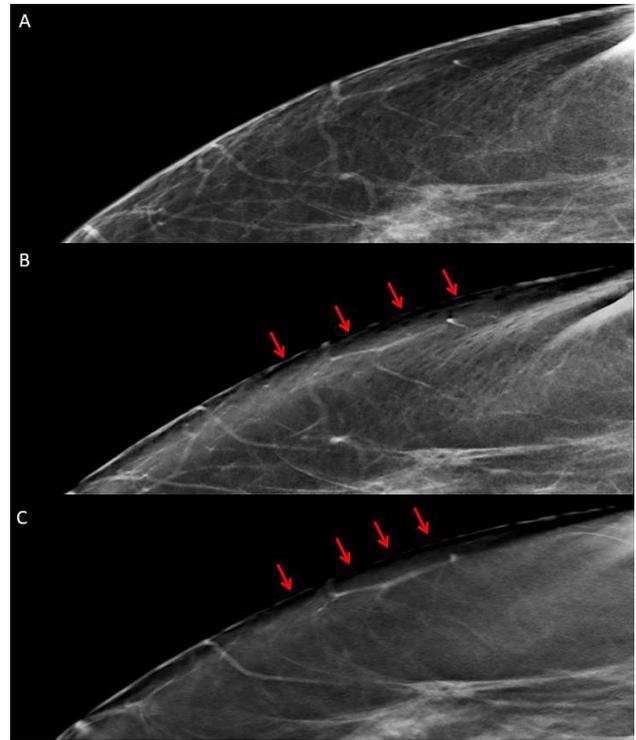


Fig. 4.9. Artefacto de pérdida de resolución de piel y tejido superficial. Efecto “quemado”. (a) Mamografía digital; (b) Mamografía sintética; (c) Tomosíntesis. (Cortesía de S. Romero y M. Álvarez).

alta energía causan una saturación del detector, resultando en un efecto “quemado” o “burn-out” (fig. 4.9).

- *Artefacto de borde*: debido a la curvatura de la superficie de la mama, en los estudios de TDM se puede producir una borrosidad de la piel. Este artefacto aparece como un engrosamiento de la piel (fig. 4.10). El engrosamiento de la piel puede ser visto en determinadas enfermedades como mastitis, cáncer inflamatorio, insuficiencia cardíaca o cambios posradiación. Diferenciar la causa del

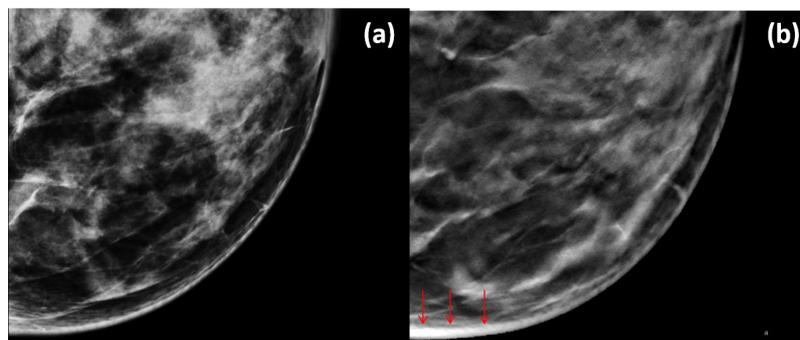


Fig. 4.10. Artefacto de borde. Engrosamiento cutáneo en cuadrantes internos de mama izquierda en tomosíntesis, no existente en mamografía digital. (a) Mamografía digital; (b) Tomosíntesis (flechas rojas). (Cortesía de S. Romero y M. Álvarez).

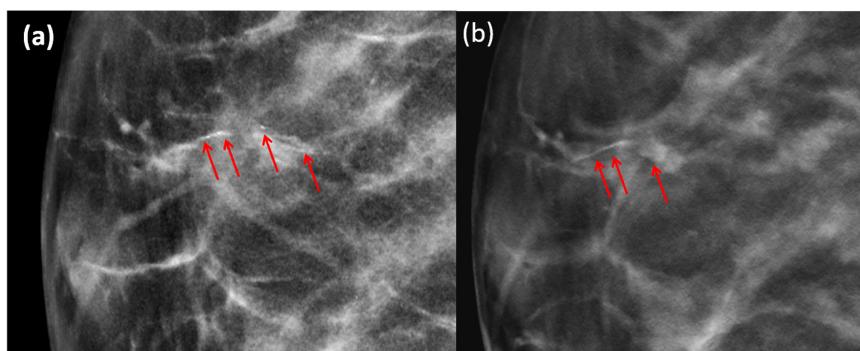


Fig. 4.11. Pseudocalcificaciones lineales en la mamografía sintética (flechas en (a)) no visibles en el correspondiente corte de tomosíntesis (flechas en (b)). (Cortesía de S. Romero y M. Álvarez).

engrosamiento cutáneo puede ser difícil en algunos casos, siendo necesario revisar la historia clínica y las mamografías previas. A diferencia del artefacto de borde, la mastitis y el cáncer inflamatorio suelen causar síntomas en la paciente y aparecer de forma unilateral, mientras que la insuficiencia cardíaca aparece de forma bilateral acompañada de edema y engrosamiento de los ligamentos de Cooper. Conocer los antecedentes personales de radioterapia mamaria y la exploración clínica de la mama pueden ser necesarios para diferenciar los cambios posradioterapia del artefacto de borde. Este artefacto puede ser parcialmente suprimido en el postprocesado.

4.2.3. Artefactos en la mamografía sintética

- *Artefacto de “sombra” o “halo”*: artefacto explicado en el apartado anterior, consistente en líneas hipodensas que rodean a los objetos radiopacos asociados con los algoritmos de reconstrucción especialmente con el de retroproyección filtrada (FBP).
- *Artefacto de pseudocalcificaciones*: el procesado y el algoritmo de realce utilizados durante la generación de la mamografía sintética son los responsables de este artefacto. Consiste en la aparición de calcificaciones que no están presentes en los cortes de TDM, no siendo hallazgos reales (fig. 4.11). Este artefacto está relacionado con el engrosamiento o mayor prominencia de las estructuras normales del tejido fibroglandular, como los ligamentos de Cooper, que aparecen más realzados en la mamografía sintética dando apariencia de calcificaciones.

4.3. Criterios de calidad clínica

La calidad de la imagen mamográfica se mide en términos de su utilidad para realizar un diagnóstico adecuado. Las lesiones mamarias (nódulos, distor-

siones de la arquitectura, microcalcificaciones, etc.) tienen densidades muy similares al tejido mamario en el que están incluidas por lo que para visualizarlas se requiere alto contraste. Además, los programas de detección precoz de cáncer de mama implican realizar el diagnóstico de las lesiones mamarias cuando son de muy pequeño tamaño.

Desde el punto de vista del radiólogo, los planos reconstruidos de TDM y la mamografía sintética deben mostrar una calidad de imagen que permita detectar cambios muy pequeños en el contraste de los tejidos blandos y detalles sutiles o de pequeño tamaño.

Si bien son válidos para la TDM criterios de calidad considerados en mamografía digital tales como, una compresión mamaria adecuada, la inclusión de todo el tejido mamario en cada proyección, la correcta identificación de la lateralidad y de los datos de la mujer, el radiólogo necesita que esta nueva tecnología cumpla otros criterios de visibilidad o calidad que se describen a continuación.

a) Posibilitar la descripción de la morfología y márgenes de las lesiones

La TDM ha permitido una mayor visualización de anomalías del tejido mamario al diferenciar estructuras en distintos planos. Esta capacidad en la detección de lesiones debe llevar unida una mejora en la visualización de la morfología y márgenes que permitan al radiólogo diferenciar entre lesiones benignas y malignas, así como una correcta categorización BI-RADS®. *Por este motivo, una lesión en el plano de reconstrucción en foco debe mostrar suficiente contraste con respecto al tejido circundante como para poder dibujar su margen al completo*, evitando el oscurecimiento de márgenes por tejido adyacente tan frecuentemente observado en la mamografía 2D. Además, la lesión debe ser vista únicamente en los planos donde está realmente, sin la borrosidad creada por la dispersión del hallazgo en planos fuera de foco.

b) Identificar las espículas en toda su extensión (distorsión de la arquitectura y/o nódulos espiculados)

La TDM ha mejorado la visualización de las espículas al eliminar la superposición del tejido fibroglandular pero, sin embargo, sigue siendo un hallazgo difícil de detectar para el radiólogo. En este criterio cobra importancia la imagen sintética porque muestra una relación contraste-ruido que posibilita la visualización de todas las espículas en una única imagen. Este requisito deben cumplirlo las imágenes sintéticas ofertadas por todos los sistemas de TDM comercializados.

c) Visualización de la morfología y distribución en los grupos de microcalcificaciones

Las microcalcificaciones son hallazgos de muy pequeño tamaño, pudiendo ser menores de 0,5 mm. El espesor de los planos reconstruidos en la mayoría de los sistemas comercializados es de 1 mm. Por este motivo, las microcalcificaciones, bien al completo o

bien parte del grupo, pueden quedar localizadas entre dos planos consecutivos y no ser representadas en un único corte, impidiendo su visualización.

Una imagen de calidad de TDM debe permitir valorar la distribución de las microcalcificaciones (mejor visualizadas en la imagen sintética) y la morfología (mejor caracterizadas en los cortes de tomosíntesis).

d) Evitar la producción de artefactos

La información diagnóstica contenida en los estudios de TDM puede degradarse debido a la aparición de artefactos específicos de esta técnica (apartado 4.2), asociados al movimiento de la paciente, al proceso de reconstrucción 3D y/o a la generación de la imagen sintética. El artefacto de movimiento puede originar una limitación de la visibilidad al aumentar la borrosidad de la imagen, mientras que los artefactos de “pilas de moneda”, “zig-zag”, “sombra” o “pseudocalcificaciones” disminuyen la capacidad de detección de las lesiones mamarias al oscurecer el tejido fibroglandular adyacente al artefacto.

Tabla 4.1. Criterios de calidad clínica de tomosíntesis.

VISUALIZACIÓN DE LESIONES MAMARIAS	
Lesión	Criterio de calidad
Nódulo	<ul style="list-style-type: none"> • Poder dibujar el margen al completo • Posibilitar la descripción de la morfología
Microcalcificaciones	<ul style="list-style-type: none"> • Permitir valorar la distribución • Permitir caracterizar la morfología
Distorsión de la arquitectura	<ul style="list-style-type: none"> • Identificar las espículas en toda su extensión
Asimetría de densidad	<ul style="list-style-type: none"> • Aclarar las “pseudolesiones” o falsas imágenes • Ser capaz de identificar nódulos, distorsiones o microcalcificaciones asociadas
ARTEFACTOS	
Artefacto	Criterio de calidad
De movimiento	<ul style="list-style-type: none"> • No aceptable
“Zig-zag”	<ul style="list-style-type: none"> • No aceptable, debido al artefacto de movimiento del que suele ir acompañado
“Pilas de moneda” o “cremallera”	<ul style="list-style-type: none"> • Aceptable, siempre que no se extienda más allá de los planos adyacentes
“Sombra” o “halo”	<ul style="list-style-type: none"> • Aceptable, siempre que no se extienda más allá de los planos adyacentes
Truncación	<ul style="list-style-type: none"> • Aceptable, si no afecta al tejido fibroglandular
De borde brillante	<ul style="list-style-type: none"> • Aceptable. Debe ser reconocido
Pérdida de resolución de la piel	<ul style="list-style-type: none"> • Aceptable. Debe ser reconocido
De borde	<ul style="list-style-type: none"> • Aceptable. Debe ser reconocido para no malinterpretar con una enfermedad
Pseudocalcificaciones	<ul style="list-style-type: none"> • Aceptable. Debe ser reconocido para no malinterpretar con microcalcificaciones reales

Una imagen de calidad de TDM no debería tener artefactos que dificultasen la visibilidad e interpretación de imágenes mamarias.

La tabla 4.1 resume los criterios de calidad clínica que deben cumplir las imágenes de TDM para ser consideradas adecuadas para el diagnóstico.

TDM21. Verificación de la calidad de imagen clínica

- **Objetivo:**
Valorar si las imágenes de TDM y mamografía sintética son adecuadas para el diagnóstico de lesiones mamarias de acuerdo con lo especificado en la Tabla 4.1.
- **Tolerancias:**
 - > 90% de los estudios deben cumplir los criterios de visualización de lesiones mamarias especificados en la tabla 4.1 para nódulos, microcalcificaciones y distorsiones de la arquitectura.
 - > 90% de los estudios no deben presentar artefactos no aceptables (Tabla 4.1).
- **Material:**
 - Estudios de TDM e imágenes sintéticas, con proyecciones craneocaudales y oblicuomedio-laterales, realizados por el equipo durante el periodo a evaluar.
- **Frecuencia:**
Inicial/Tras cambios/Semestral.
- **Procedimiento:**

- Elegir de forma aleatoria 50 estudios de TDM que incluyan la imagen sintética realizados por el equipo durante el periodo a evaluar.
- Dos radiólogos con experiencia en imagen mamaria revisarán los estudios seleccionados de forma conjunta, en estaciones de trabajo adecuadas para el diagnóstico mamario (monitores de al menos 5 megapíxel, calibrados DICOM).
- Valorarán el cumplimiento de los criterios de calidad descritos en la tabla 4.1 para nódulos, microcalcificaciones y distorsiones de la arquitectura, el efecto de los artefactos aceptables, y la ausencia de artefactos no aceptables (Tabla 4.1).
- Elaborar un informe que refleje el grado de cumplimiento.
- **Tiempo estimado:**
 - 60 minutos.
- **Observaciones:**
 - La escasa frecuencia de algunas de las lesiones mamarias puede dar lugar a que en los estudios seleccionados no aparezcan el mínimo de tres casos necesarios de cada una de estas lesiones. De ser así, se seleccionarán, a partir de los informes radiológicos, el número de estudios necesarios hasta alcanzar un mínimo de tres casos por cada tipo de lesión (nódulos, microcalcificaciones y distorsiones de la arquitectura).

Apéndice 1

A1. Etiquetas de las cabeceras DICOM de las imágenes de proyección y reconstruidas*

Tag DICOM	Imagen proyección central (aprox. 0°)	Imagen plano reconstruido
0008, 0068 Presentation Intent Type		
0008, 0070 Manufacturer		
0008, 1010 Station Name		
0008, 1030 Study Description		
0008, 103E Series Description		
0008, 1090 Manufacturer's Model Name		
0010,0010 Patient's Name		
0010,1010 Patient's Age		
0018,0060 kVp		

* Dependiendo del fabricante, modelo y versión de *software* pueden no aparecer todas las etiquetas y/o haber variaciones en su contenido.

Tag DICOM		Imagen proyección central (aprox. 0°)	Imagen plano reconstruido
0018, 1000	Device Serial Number		
0018,1110	Distance Source to Detector		
0018,1111	Distance Source to Patient		
0018,1152	Exposure		
0018,1166	Grid		
0018,1191	Anode Target Material		
0018,11A0	Body Part Thickness		
0018,11A2	Compression Force		
0018,5101	View Position		
0020,0060	Laterality		
0018,7050	Filter Material LT		
0018,7054	Filter Thickness Maximum		
0018,7060	Exposure Control Mode		
0018,7062	Exposure Control Mode Description		
0019,1029	AEC Density setting		
0018,7064	Exposure Status		
0018, 1020	<i>Software Versions</i>		
0018, 1030	Protocol Name		
0018, 1114	Estimated Radiographic Magnification Factor		
0018, 1164	Imager Pixel Spacing		
0018, 1210	Convolution kernel		
0018, 1400	Acquisition Device Processing Description		
0018, 1401	Acquisition Device Processing Code		
0018, 7004	Detector Type		
0018,1510	Positioner Primary Angle		
0018,7001	Detector Temperature		
0018, 7005	Detector Configuration		
0018, 7006	Detector Description		
0018, 7008	Detector Mode (No en todos los fabricantes)		
0018, 700A	Detector ID		
0018, 700C	Date of Last Detector Calibration		

Tag DICOM		Imagen proyección central (aprox. 0°)	Imagen plano reconstruido
0018, 7016	Detector Activation Offset From Exposure		
0018,701A	Detector Binning		
0018, 7020	Detector Element Physical Size		
0018, 7022	Detector Element Spacing		
0020, 0012	Acquisition Number		
0020, 1002	Images in Acquisition		
0028, 0002	Samples per Pixel		
0028, 0004	Photometric Interpretation		
0028, 0030	Pixel Spacing		
0028, 0100	Bits Allocated		
0028, 0101	Bits Stored		
0028, 0102	High Bit		
0028, 0120	Pixel Padding Value		
0028, 1040	Pixel Intensity Relationship		
0028, 1041	Pixel Intensity Relationship Sign		
0040,0302	Entrance Dose		
0040,0314	Half Value Layer		
0040,0316	Organ Dose		
0040,8302	Entrance Dose in mGy		

Apéndice 2

A2. Aspectos metodológicos relacionados con la medida de los rendimientos y de la capa hemirreductora

A.2.1. Medida de los rendimientos

En este apartado se profundiza en la metodología de medida de los rendimientos.

*a) Posición de la pala de compresión.
Factor de dispersión*

En las simulaciones hechas por Dance y col. para estimar los factores de conversión del K_{aire} incidente en la superficie de entrada de la mama a dosis glandular [Dance y col., 2000; Dance y col., 2009] la pala de compresión se situó en contacto con la cámara de

ionización. Por tanto, en dichas simulaciones se considera la radiación dispersa producida por el compresor, lo que implica colocar la pala de compresión sobre el dosímetro a la hora de medir los rendimientos. Sin embargo, la proporción de radiación dispersa que capturan los distintos dosímetros (cámaras de ionización o dosímetros de estado sólido) es muy dependiente de su diseño. Debido a ello, para minimizar estos efectos, se recomienda hacer la medida de los rendimientos con el compresor lo más alejado posible (fig. 2.2) y multiplicar las lecturas por un factor de dispersión igual a 1,076 [Toroi y col., 2013; Brateman y col., 2015]. Este factor presenta muy pocas variaciones con la calidad del haz [Avramova-Cholakova y col., 2008].

b) Tamaño de campo

En la mayoría de los equipos de mamografía digital (MD) y de TDM, el tamaño de campo se ajusta de forma automática al de la pala de compresión. Se ha

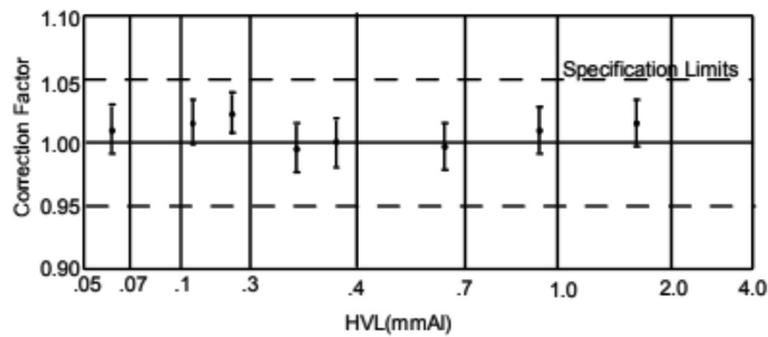


Fig. A2.1. Factor de corrección para la cámara Radcal 10X6-6M en función de la capa hemirreductora. (Adaptado de <https://radcal.com/10x6-6m-mammography-ion-chamber/>).

comprobado que no existen variaciones importantes en los resultados de las medidas de los rendimientos hechas con los tamaños de campo determinados por las palas de 18 cm x 24 cm o de 24 cm x 30 cm. Sin embargo, el uso de la pala más pequeña (10 cm x 10 cm), que está pensada para las técnicas de ampliación (localizadas), da lugar a medidas que son inferiores en torno a un 2%. Por ello, se recomienda medir los rendimientos seleccionando la pala de compresión habitualmente utilizada para obtener las imágenes clínicas de TDM y mamográficas de contacto.

c) Dosímetros

Los rendimientos pueden medirse con cámara de ionización o con dosímetros de estado sólido. Las cámaras de ionización (CI) tienen, en general, una

respuesta bastante plana para el intervalo de energías utilizado tanto en MD como en TDM por lo que no suelen requerir calibraciones especiales. Como ejemplo, pueden observarse en la fig. A2.1 los valores del factor de corrección en función de la energía para la cámara Radcal 10X6-6M y en la Tabla A2.1 los valores correspondientes a la cámara de PTW. En algunas CI se observa una cierta dependencia con la calidad del haz cuando la combinación ánodo/filtro origina haces muy penetrantes (Tabla A2.2).

Los dosímetros de estado sólido (DES) deben estar calibrados para cada una de las calidades de haz utilizadas en MD y TDM: Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, Rh/Ag, W/Rh, W/Ag y W/Al. También existen diferencias en los espesores de la filtración añadida en función de la marca del equipo. El filtro de Rh puede ser de 25

Tabla A2.1. Factor de corrección para la cámara PTW S/F 6cc en función de la capa hemirreductora para las calidades del haz de mamografía. Las capas hemirreductoras se han obtenido con la herramienta de John M Boone proporcionada por SIEMENS para una ventana de berilio de 0,8 mm.

A/F	Filtro	Calidad (28 kV)	CHR (mm Al)	F _{corr}
Mo/Mo	30 μm		0,306	1,000
Mo/Rh	25 μm		0,366	0,990
W/Rh	50 μm		0,485	0,972
W/Al	700 μm		0,444	0,977
W/Ag	50 μm		0,515	0,974
Rh/Rh	25 μm		0,358	1,003
Mo/Mo	30 μm	+ 2 mm Al	0,578	1,000
Mo/Rh	25 μm	+ 2 mm Al	0,652	0,952
W/Rh	50 μm	+ 2 mm Al	0,754	0,947
W/Al	700 μm	+ 2 mm Al	0,859	0,920
W/Ag	50 μm	+ 2 mm Al	0,852	0,948
Rh/Rh	25 μm	+ 2 mm Al	0,743	0,958

Tabla A2.2. Promedio y desviación típica de los cocientes entre los rendimientos medidos con las cámaras de ionización PTW y Radcal Mod. 20X6-6M y los dosímetros de estado sólido Nomex (PTW) y Unfors Mod.X2 para las combinaciones ánodo/filtro indicadas en la primera columna. Los valores entre paréntesis indican el intervalo de tensiones considerado. (Datos proporcionados por Miquelez y Rosales. Equipo Hologic Dimensions (comunicación privada)).

	CI PTW		CI Radcal/CI PTW	CI Radcal	
	Nomex	Unfors X2		Nomex	Unfors X2
W/Rh (25 – 30)	0,975 ± 0,002	1,012 ± 0,001	0,95 ± 0,0	0,927 ± 0,002	0,962 ± 0,002
W/Ag (31 – 33)	0,962 ± 0,005	1,01 ± 0,00	0,952 ± 0,001	0,925 ± 0,003	0,963 ± 0,001
W/Al (26 – 37)	0,973 - 1,017	1,009 - 1,026	0,956 - 0,917**	0,934 ± 0,002	0,95 ± 0,05

** Para esta combinación ánodo/filtro, el cociente disminuye con los kVp.

Tabla A2.3. Diferencias (mm Al) en la medida de la CHR obtenidas con las cámaras de ionización de PTW y Radcal utilizando el mismo juego de filtros de Al. Los resultados en % son con respecto a los valores medidos con la cámara Radcal (cámara de referencia).*

Ánodo/filtro	Tensión		
	26 kVp	29 kVp	34 kVp
W/Rh	0,007 1,3%	0,007 1,2%	0,005 0,9%
W/Ag	29 kVp	33 kVp	36 kVp
	0,014 2,4%	0,016 2,5%	0,016 2,5%
W/Al	30 kVp	34 kVp	38 kVp
	0,019 3,4%	0,024 3,7%	0,029 4,0%

*Datos proporcionados por Miquelez y Rosales. Medidas en sistema Hologic Dimensions (Comunicación privada).

o de 30 nm y el de Al de 500 o 700 nm. El DES debe disponer de calibraciones para los distintos espesores.

En la tabla A2.2 se incluyen las diferencias en las medidas de los rendimientos utilizando distintos dosímetros para tres calidades distintas. Estas diferencias son inferiores al 3% cuando se comparan los resultados de los DES con las CI. En el artículo de Brateman [Brateman y col., 2015] se presentan estas mismas comparaciones para un número mayor de combinaciones ánodo/filtro con resultados similares a los indicados en la tabla.

A.2.2. Medida de la capa hemirreductora

En este Apéndice se profundiza en varios aspectos que influyen de forma muy determinante en los resultados de la medida de la capa hemirreductora (CHR).

a) Pureza de las láminas de Al

La influencia de la pureza de las láminas de Al es tanto más notoria cuanto más penetrantes son los haces de radiación (por ejemplo, W/Ag frente a W/Rh). Hay que hacer notar que no todas las láminas de Al comercializadas cumplen con el requisito de tener una pureza del 99,5%. Esto origina diferencias en las medidas de la CHR comprendidas entre 0,03 y 0,04 mm de Al utilizando la misma cámara de ionización (PTW) pero con láminas comercializadas por distintas empresas (PTW y Artinis)^{†††}. Estas diferencias no dependen de la combinación ánodo/filtro y son consideradas errores sistemáticos. Asimismo, existen discrepancias en la pureza de las láminas de Al en función de su espesor aun perteneciendo al mismo

^{†††} Datos proporcionados por Miquelez y Rosales. Medidas en sistema Hologic Dimensions (Comunicación privada).

Tabla A2.4. Diferencias relativas (%) entre las CHR medidas con una cámara de ionización Radcal utilizando filtros de Al de alta pureza (tomada como referencia) y con dosímetros de estado sólido para las calidades del haz de radiación habitualmente utilizadas en condiciones clínicas con un sistema Hologic Dimensions.*

Dosímetro	Ánodo/filtro y tensión			
	W/Rh 29 kV	W/Ag 33 kV	W/Al 42 kV	W/Al 30 kV
Nomex	-8	-7,4	-5,2	-2,5
Unfors 1	-6,6	-9,5	-7,5	-2,1
Unfors X2	-3,9	-6,8	-3,6	-4,5

* Datos proporcionados por Miquelez, Rosales y Garayoa. Equipo Hologic Dimensions (comunicación privada).

conjunto. Por ejemplo, las láminas de 0,2 o 0,5 mm suelen tener una composición distinta a las de 0,1 mm.

b) Cámaras de ionización

Las diferencias en los valores de la CHR debidas al uso de distintas CI son muy dependientes de la combinación ánodo/filtro (tabla A2.3) y de la tensión para los haces más penetrantes. Los valores de la dosis glandular promedio se verían afectados por estas diferencias en porcentajes que no superarían el 5% en el peor de los casos debido a las distintas tabulaciones de los factores g y c (ver apartado de dosimetría).

c) Comparación entre los resultados obtenidos con cámara de ionización y dosímetros de estado sólido

En la tabla A2.4 se muestra un ejemplo de las diferencias relativas (%) encontradas en las medidas de la CHR con una cámara de ionización utilizando filtros de Al de alta pureza (comprobada por fluorescencia de rayos X) y distintos dosímetros de estado sólido. Como se puede observar, los DES sobreestiman en todos los casos el valor de la CHR. En el artículo de Brateman [Brateman y col., 2015] se presentan resultados similares. Las discrepancias que se originan en los valores

de la dosis glandular promedio estarían en torno al 4% para espesores de mama de 4,5 cm y 7% para espesores de 7,0 cm para las calidades de haz utilizadas en la modalidad 2D (W/Rh y W/Ag). Estos porcentajes están entre el 3% y el 5% para esos mismos espesores y haces de rayos X típicos de TDM (W/Al).

Apéndice 3

A3. Ejemplos prácticos del cálculo de los rendimientos y la capa hemirreductora

A.3.1. Cálculo de los rendimientos

El procedimiento para la medida de los rendimientos que se propone se basa en la medida del K_{aire} para cuatro tensiones que estén dentro del intervalo clínico seleccionando dos valores de la carga del tubo (50 y 100 mAs, por ejemplo) y los valores se anotan en una tabla como la que se muestra más abajo. Bastará con una única medida para cada mAs dada la alta reproducibilidad de los generadores de los equipos actuales. Si existiesen dudas, se repetirán las medidas del K_{aire} manteniendo el valor de los mAs.

Tabla A3.1. Ejemplo de tabla para la toma de datos correspondientes a las medidas del K_{aire} (mGy) para el cálculo de los rendimientos.

Ánodo/filtro =		
Tensión	$K_{\text{aire},1}(\text{mAs}_1)$	$K_{\text{aire},2}(\text{mAs}_{\text{aire},2})$
kVp1		
kVp2		
kVp3		
kVp4		

La metodología a seguir es la propuesta en el PECCR-2011 (MD008. Valor del rendimiento en condiciones clínicas) que se basa en la relación empírica existente entre el K_{aire} y la tensión (kV) [Robson, 2001].

$$K_{aire} = A \cdot kV^n \tag{A3.1}$$

Los valores de los coeficientes A y n se determinan a partir del ajuste lineal $\log(K_{aire})$ versus $\log(kV)$ para cada valor de los mAs

$$\log_{10}(K_{aire}) = \log_{10}(A) + n \log_{10}(kV) \tag{A3.2}$$

Los rendimientos para cada kV se obtienen como el promedio de los valores resultantes al dividir el K_{aire} correspondiente por los mAs (ver ejemplo más abajo). Los valores del K_{aire} para el conjunto de tensiones utilizadas en condiciones clínicas se obtendrán sustituyendo A y n en la ec. A3.1.

En el cálculo se considera también que el K_{aire} se ha medido colocando la pala de compresión alejada del dosímetro. Esto implica multiplicar los valores medidos por el factor de dispersión (1,076) de la pala para poder aplicar el método de Dance de estimación de la dosis glandular promedio. En el ejemplo mostrado en el siguiente apartado (A3.1.1), solo se muestra el resultado de esta operación para los valores del K_{aire} obtenidos para 50 mAs. Igualmente, solo se muestra el resultado del ajuste a la ec. A3.2 para estos mismos mAs.

A.3.1.1. Ejemplo de la metodología propuesta para estimar los rendimientos

Medidas del K_{aire} (mGy) para las dos cargas		
A/F: W/Ag	K_mAs1	K_mAs2
kVp	50	100
26	1,370	2,728
28	1,713	3,400
30	2,044	4,030
34	2,716	5,380

Valores del K_{aire} (mGy) multiplicados por 1,076	
A/F: W/Ag	K_mAs1
kVp	50
26	1,474
28	1,843
30	2,199
34	2,922

Logaritmos de los valores medidos		
A/F: W/Ag	K_mAs1	K_mAs2
Log kVp	50	100
1,415	0,169	0,468
1,447	0,266	0,563
1,477	0,342	0,637
1,531	0,466	0,763

Resultados del ajuste a la ec. A3.2	
A/F: W/Ag	50mAs
n	2,529
log a	-3,401
R2	1,0
n	2,529
A	3,97E-04

Cálculo del K_{aire} (mGy) para distintos valores del kVp utilizando los resultados del ajuste			Cálculo de los rendimientos para cada valor de la carga		Cálculo del valor medio (a 1 m)
W/Ag	50	100	50	100	Rmedia (μ Gy/mAs)
kVp	K(mAs1)	K(mAs2)	R(mAs1)	R(mAs2)	
26	1,50	2,99	0,030	0,030	12,9
27	1,65	3,29	0,033	0,033	14,2
28	1,81	3,60	0,036	0,036	15,6
29	1,98	3,93	0,040	0,039	17,1

Cálculo del K_{aire} (mGy) para distintos valores del kVp utilizando los resultados del ajuste			Cálculo de los rendimientos para cada valor de la carga		Cálculo del valor medio (a 1 m)
W/Ag	50	100	50	100	Rmedia ($\mu\text{Gy/mAs}$)
kVp	K(mAs1)	K(mAs2)	R(mAs1)	R(mAs2)	
30	2,16	4,28	0,043	0,043	18,6
31	2,35	4,65	0,047	0,046	20,2
32	2,54	5,03	0,051	0,050	21,9
33	2,75	5,43	0,055	0,054	23,6
34	2,96	5,86	0,059	0,059	25,5

A.3.2. Medida y cálculo de la capa hemirreductora con cámara de ionización

- Tras posicionar la CI tal y como se describe en la prueba TDM04, seleccionar un valor de la carga en torno a 100 mAs o mayor para asegurar una medida correcta del K_{aire} en todas las condiciones. Hacer un disparo para medir el valor del K_{aire} ($K_{\text{aire},0}$) y anotar en la hoja de toma de datos (Tabla A3.2).
- Realizar una segunda medida del K_{aire} ($K_{\text{aire},1}$) colocando bien sobre el compresor o bien a la salida del haz del tubo de rayos X (fig. A3.1) un espesor de, al menos, 0,3 o 0,4 mm de Al. Es importante cuidar que las láminas de Al no presenten pequeñas arrugas en su superficie y que no queden inclinadas con respecto al haz de radiación cuando se colocan a la salida del haz.
- Realizar una tercera medida del K_{aire} ($K_{\text{aire},2}$) aumentando el número de láminas de Al de forma que $K_{\text{aire},2}$ sea estrictamente menor que la mitad del valor del kerma medido sin interponer filtros de Al ($K_{\text{aire},0}$).
- La CHR se puede estimar a partir de la ley de atenuación de Lambert haciendo un ajuste lineal entre los valores del logaritmo neperiano del kerma

medidos y normalizados por el valor del kerma medido sin interponer Al y los espesores de Al interpuestos (ver expresión del ajuste en ejemplo (A3.2.1)). También puede calcularse de forma directa utilizando la expresión:

$$\text{CHR} = \frac{E_1 \ln \left(\frac{2K_2}{K_0} \right) - E_2 \ln \left(\frac{2K_1}{K_0} \right)}{\ln \left(\frac{K_2}{K_1} \right)} \quad (\text{A3.3})$$

donde:

E_1, E_2 = espesor de las láminas de aluminio.

$K_0 = K_{\text{aire},0}$, medido sin interponer láminas de Al.

$K_1, K_2 = K_{\text{aire}}$ medido interponiendo los espesores E_1 y E_2 de las láminas de Al.

Esta expresión se deduce a partir del ajuste arriba indicado.

Para garantizar la reproducibilidad de las medidas se aconseja utilizar siempre las mismas láminas de Al y colocarlas en el mismo orden al ir incrementando su número para evitar variaciones derivadas de pequeñas diferencias en su espesor (fig. A3.1c). Con el objetivo de minimizar los errores, es importante comprobar la pureza de los filtros de Al (Apéndice A2.2).

Tabla A3.2. Ejemplo de tabla para la toma de datos correspondientes a las medidas del K_{aire} (mGy) para cálculo de la capa hemirreductora.

Ánodo/filtro =	0 mm Al	E_1 (mm Al)	E_2 (mm Al)
mAs =	$K_{\text{aire},0}$ (mGy)	$K_{\text{aire},1}$ (mGy)	$K_{\text{aire},2}$ (mGy)
kVp1			
kVp2			
kVp3			
kVp4			

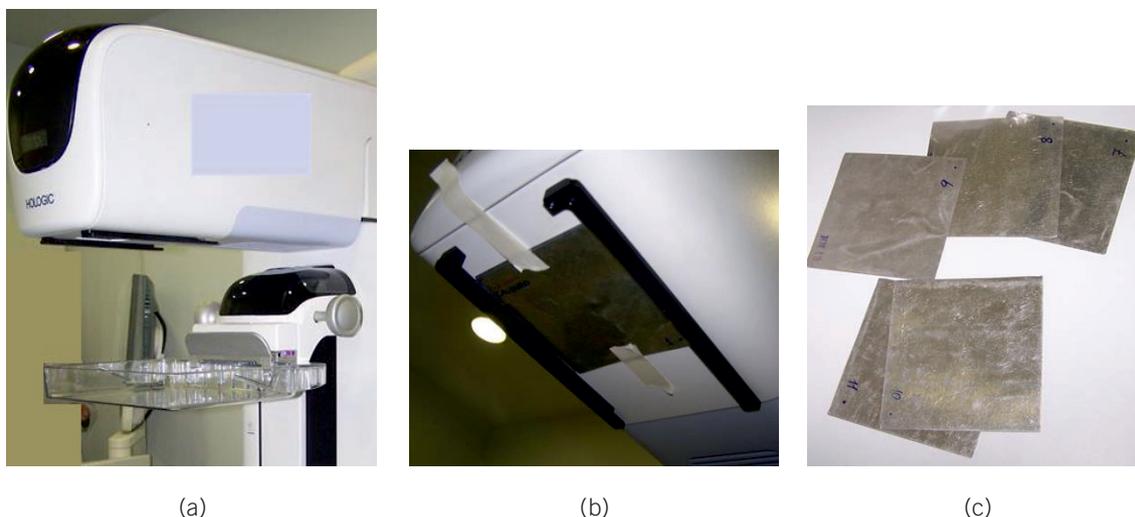


Fig. A3.1. Posición de los filtros de Al para la medida de la capa hemirreductora (a) sobre el compresor y (b) a la salida del tubo de rayos X. (c) Los filtros deben numerarse para colocarlos siempre en el mismo orden durante las medidas. (Cortesía de Garayoa y Chevalier).

A.3.2.1. Ejemplo del cálculo de la CHR utilizando cámara de ionización

A) Cálculo a partir del ajuste de los valores medidos de acuerdo con la ley de Lambert

Medidas				
W/Ag	mm Al			
kV	0	0,5	0,6	0,7
26	2,588	1,352	1,203	
28	3,219	1,736	1,552	
30	3,83	2,113	1,889	
34	5,1		2,654	2,41

El ajuste lineal se lleva a cabo según la expresión: $\ln(K_0/K_i) = m E + b$, siendo E el espesor de aluminio.

Cocientes K_0/K_i				
W/Ag	mm Al			
kV	0	0,5	0,6	0,7
26	1	1,914	2,151	
28	1	1,854	2,074	
30	1	1,812	2,028	
34	1		1,922	2,116

Ln(K ₀ /K _i)*					Resultado ajuste lineal		
W/Ag	mm Al						
kV	0	0,5	0,6	0,7	Pendiente	Intersec.	CHR
26	0	0,649	0,766		1,284	0,0010	0,54
28	0	0,617	0,730		1,222	0,0009	0,57
30	0	0,595	0,707		1,182	0,0006	0,59
34	0		0,653	0,750	1,077	0,0009	0,64

*Por simplicidad no se indican todas las cifras decimales de los cálculos del logaritmo.

B) Cálculo a partir de la expresión analítica A3.3

Valores del K _{aire} (mGy) medidos					CHR = $\frac{E_1 \ln\left(\frac{2K_2}{K_0}\right) - E_2 \ln\left(\frac{2K_1}{K_0}\right)}{\ln\left(\frac{K_2}{K_1}\right)}$
W/Ag	mm Al				
kV	0	0,5	0,6	0,7	CHR
26	2,588	1,352	1,203		0,54
28	3,219	1,736	1,552		0,57
30	3,83	2,113	1,889		0,59
34	5,1		2,654	2,41	0,64

C) Cálculo de las CHR para otras tensiones a partir de los valores medidos con CI o DES

Las CHR para otras tensiones se obtienen a partir del ajuste propuesto por Robson y col.:

$$\text{CHR} = a(kV p)^2 + b(kV p) + c \quad (\text{A3.4})$$

utilizando los valores resultantes de las medidas.

Valores de las CHR para otras tensiones utilizando los resultados de la expresión analítica $y = -1E-05x^2 + 0,0136x + 0,1938$.

kV	CHR
26	0,54
27	0,55
28	0,57
29	0,58
30	0,59
31	0,61
32	0,62
33	0,63
34	0,64

A4. Hojas de toma de datos para las pruebas del CAE

Tabla A4.1. Prueba TDM07. Repetibilidad del CAE: Tabla para anotar los parámetros de exposición, los valores de la RCR y de la dosis glandular promedio* proporcionados por el equipo y calculados.

Imagen	A/F	kVp	mAs	K _{aire} equipo (mGy)	DGM equipo (mGy)	VMP _{fondo}		DTP _{fondo}		VMP _{AI}	DTP _{AI}	RCR
						ROI ₁	ROI ₂	ROI ₁	ROI ₂			
1												
2												
3												
4												
5												
Valor medio												
Desv. (%)												

* También puede ser de interés anotar los valores del kerma-aire (K_{aire}) de la cabecera DICOM (parámetro denominado ESD).

Tabla A4.2. Prueba TDM08. Compensación del CAE. Tabla para anotar los factores de exposición, valores medios (VMP) y desviaciones típicas (DTP) medidos en el fondo y en la imagen de la lámina de AI (en el plano en foco) y valores calculados de la relación contraste-ruido (RCR).

Espesor PMMA (mm)	Espesor mama equiv. (mm)	A/F	kVp	mAs	DGM equipo (mGy)	VMP _{fondo}		DTP _{fondo}		VMP _{AI}	DTP _{AI}	RCR
						ROI ₁	ROI ₂	ROI ₁	ROI ₂			
20	21											
30	32											
40	45											
45	53											
50	60											
60	75											
70	90											

Apéndice 5

A5. Ejemplo práctico del cálculo de las componentes del ruido en el detector

A5.1. Fuentes de ruido

El ruido presente en una imagen tiene su origen en tres fuentes distintas: el carácter aleatorio (distribución de Poisson) de los procesos de interacción del haz de fotones (ruido cuántico); variaciones sistemáticas (ruido estructural) de distinta índole (corrección incompleta del efecto anódico, patrones espaciales asociados con la estructura del detector, radiación dispersa,

etc.); la corriente de electrones remanente que circula por los circuitos del detector (ruido electrónico). La varianza asociada al ruido cuántico, S_q , es proporcional a la exposición o K_{aire} incidente, $S_q^2 = q^2 \cdot K$; la varianza asociada al ruido estructural, S_s , es proporcional al cuadrado de la exposición, $S_s^2 = s^2 \cdot K^2$. Finalmente, la varianza del ruido electrónico, S_e , es independiente de la exposición. El ruido total o varianza total de la imagen puede expresarse en función de estos tres tipos de ruidos como la suma cuadrática de sus respectivas varianzas (S_e , S_q y S_s):

$$\sigma = \sqrt{S_e^2 + S_q^2 + S_s^2} = \sqrt{e^2 + q^2 \cdot K + s^2 \cdot K^2} \quad (A5.1)$$

e , q y s son factores constantes. Esta aproximación puede llevarse a cabo siempre que la respuesta del sistema sea lineal.

El ruido normalizado por valor del píxel, p , o ruido relativo facilita hacer comparaciones entre sistemas individuales. El ruido relativo total se expresa en función de los ruidos relativos de las tres componentes de la forma:

$$\frac{\sigma}{p} = \sqrt{\left(\frac{e}{p}\right)^2 + \frac{q^2}{p} + s^2} \quad (\text{A5.2})$$

Si el detector tiene un comportamiento lineal, puede sustituirse el valor del píxel por el del kerma incidente:

$$\frac{\sigma}{K} = \sqrt{\left(\frac{e}{K}\right)^2 + \frac{q^2}{K} + s^2} \quad (\text{A5.3})$$

El ruido cuántico ha de ser la fuente principal de ruido en una imagen. Debido a la baja exposición que

se utiliza para obtener las proyecciones de tomosíntesis y a que la mayoría de los sistemas no utilizan la rejilla en esta modalidad, es importante comprobar que el ruido cuántico es el que predomina.

A.5.2. Ejemplo práctico del análisis del ruido de la imagen

Para llevar a cabo el análisis de ruido se utilizan las imágenes obtenidas para determinar la función de respuesta (prueba MD021 del PECCR-2011).

Una vez determinada la función de respuesta, se linealizan las imágenes utilizando un *software* de procesado de imagen adecuado. En cada una de las imágenes linealizadas se mide el valor medio del píxel (ahora valor medio del K_{aire} (K_i)) y la desviación típica (σ_{K_i}) en una ROI de 4 cm² situada a 4 cm de la pared del tórax y centrada lateralmente. Los resultados de estas medidas se encuentran en la columna "Valores de la imagen linealizada".

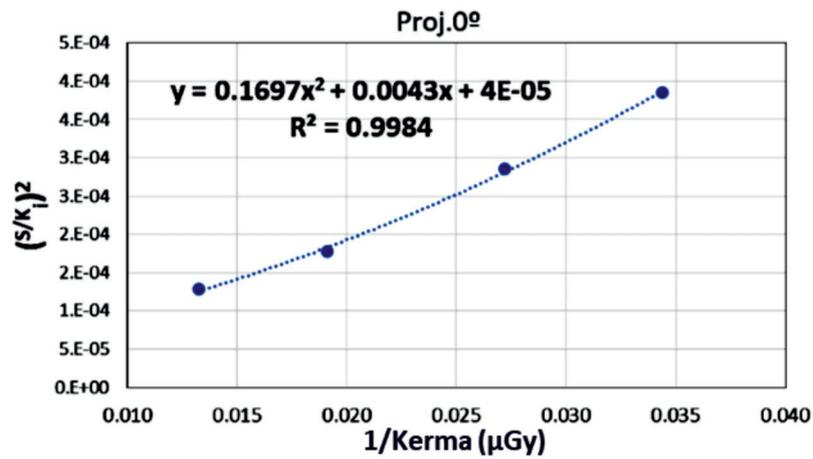
Ánodo/filtro: Rh/Rh; Tensión: 29 kV						
Valores medidos en las imágenes para obtener la función de respuesta: VMP = 45,45 · K - 39,46*				Valores imagen linealizada: K = (VMP+39,46)/45,45		
Carga (mAs)	Carga/proy (mAs)	K_i (μGy)	Valor medio de píxel (VMP _i)	Desviación típica (σ _{VMP})	K_i (μGy)	σ _{K_i} (μGy)
36	4	28,4	1283,6	22,59	29,1	0,57
4,5	5	37,5	1631,3	25,54	36,8	0,62
63	7	52,5	2338,3	28,53	52,3	0,70
90	10	75,3	3392,0	35,12	75,5	0,85

*El término independiente de la función de respuesta representa aproximadamente un 3% del VMP. Para estos valores, es lícito despreciar este término de forma que la función de respuesta sería: VMP = 45,45 · K.

Se hace un ajuste a un polinomio de segundo grado entre el cuadrado del ruido relativo (cociente entre la desviación típica y K_i ($(\sigma_{K_i}/K_i)^2$) y el inverso del kerma ($1/K_i$).

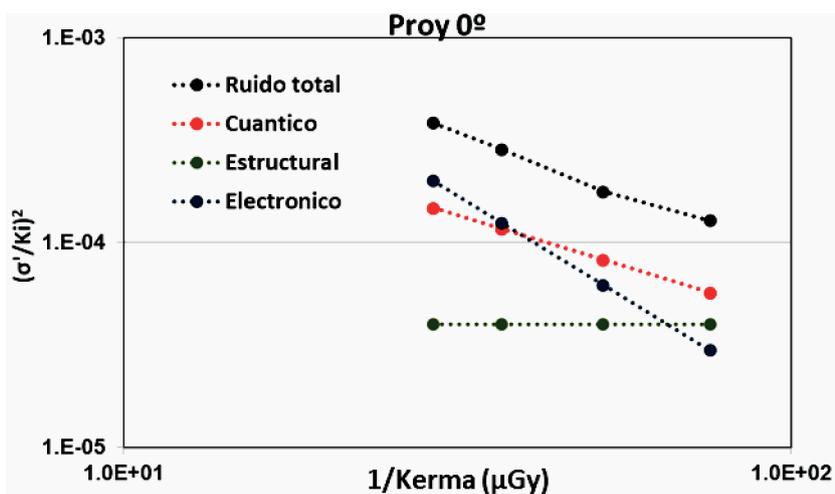
Valores linealizados normalizados			
1/ K_i (μGy)	Desviación típica (σ _{K_i}) (μGy)	Ruido relativo σ _{K_i} / K_i	(σ _{K_i} / K_i) ²
29,1	0,57	0,0196	3,85E-04
36,8	0,62	0,0169	2,86E-04
52,3	0,70	0,0133	1,78E-04
75,5	0,85	0,0113	1,28E-04

Ajuste polinomio de 2º grado



Coefficiente de x^2 ajuste $(\sigma/K_i)^2$ por $1/K_i \rightarrow a$:	Factor ruido electrónico, (e^2)	0,1697
Coefficiente de x ajuste $(\sigma/K_i)^2$ por $1/K_i \rightarrow b$:	Factor ruido cuántico, (q^2)	0,0043
Término independiente ajuste (σ/K_i) por $1/K_i \rightarrow c$:	Factor ruido estructural, (s^2)	4,00E-05

$1/K_i$	Ruido Electrónico Relativo $0,1697 * K_i^{-2}$	Ruido Cuántico Relativo $0,0043 * K_i^{-1}$	Ruido Estructural Relativo $4,00E-05$	Ruido total Relativo $(\sigma'_i/K_i)^2$
3,438E-02	2,006E-04	1,48E-04	4,00E-05	3,85E-04
2,719E-02	1,255E-04	1,17E-04	4,00E-05	2,86E-04
1,913E-02	6,208E-05	8,22E-05	4,00E-05	1,78E-04
1,325E-02	2,978E-05	5,70E-05	4,00E-05	1,28E-04



Apéndice 6

A6. Dosimetría. Valores tabulados de los factores de conversión

A.6.1. Valores tabulados para los factores g , c , y s para el cálculo de la dosis de mamas simuladas con PMMA

Las tablas incluidas en este Apéndice han sido obtenidas en los trabajos de Dance y col. [Dance y col., 2000 y 2009].

Tabla A6.1.1. Valores del factor g (mGy/mGy)* para mamas simuladas con PMMA.

FACTOR g (mGy/mGy)													
Espesor PMMA (mm)	Espesor mama equivalente (mm)	Glandularidad de la mama equivalente (%)	Capa hemirreductora (CHR)										
			0,3	0,35	0,4	0,45	0,5	0,55	0,6	0,65	0,7	0,75	0,8
20	21	97	0,378	0,421	0,460	0,496	0,529	0,559	0,585	0,609	0,631	0,650	0,669
30	32	67	0,261	0,294	0,326	0,357	0,388	0,419	0,448	0,473	0,495	0,516	0,536
40	45	41	0,183	0,208	0,232	0,258	0,285	0,311	0,339	0,366	0,387	0,406	0,425
45	53	29	0,155	0,177	0,198	0,220	0,245	0,272	0,295	0,317	0,336	0,354	0,372
50	60	20	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261	0,282	0,300	0,317	0,333
60	75	9	0,106	0,121	0,136	0,152	0,166	0,189	0,210	0,228	0,243	0,257	0,272
70	90	4	0,086	0,098	0,111	0,123	0,136	0,154	0,172	0,188	0,202	0,214	0,227
80	103	3	0,074	0,085	0,096	0,106	0,117	0,133	0,149	0,163	0,176	0,187	0,199

* Los factores de conversión g , c , y T son adimensionales. Se mantienen las unidades (mGy/mGy) para indicar que la unidad de la magnitud Dosis Glandular Promedio es la misma que la de dosis absorbida al resultar de la multiplicación del kerma-aire incidente medido en mGy por dichos factores de conversión.

Tabla A6.1.2. Valores del factor c (mGy/mGy) para mamas de mujeres en el intervalo de edad de 50-64 años simuladas con PMMA.

FACTOR c (mGy/mGy)													
Espesor PMMA (mm)	Espesor mama equivalente (mm)	Glandularidad de la mama equivalente (%)	Capa hemirreductora (CHR)										
			0,3	0,35	0,4	0,45	0,5	0,55	0,6	0,65	0,7	0,75	0,8
20	21	97	0,889	0,895	0,903	0,908	0,912	0,917	0,921	0,924	0,928	0,933	0,937
30	32	67	0,940	0,943	0,945	0,946	0,949	0,952	0,953	0,956	0,959	0,961	0,964
40	45	41	1,043	1,041	1,040	1,039	1,037	1,035	1,034	1,032	1,030	1,028	1,026
45	53	29	1,109	1,105	1,102	1,099	1,096	1,091	1,088	1,082	1,078	1,073	1,068
50	60	20	1,164	1,160	1,151	1,150	1,144	1,139	1,134	1,124	1,117	1,111	1,103
60	75	9	1,254	1,245	1,235	1,231	1,225	1,217	1,207	1,196	1,186	1,175	1,164
70	90	4	1,299	1,292	1,282	1,275	1,270	1,260	1,249	1,236	1,225	1,213	1,200
80	103	3	1,307	1,299	1,292	1,287	1,283	1,273	1,262	1,249	1,238	1,226	1,213

Tabla A6.1.3. Valores del factor s (mGy/mGy) para los espectros habituales de mamografía digital.

FACTOR s (mGy/mGy)			
Material del ánodo	Material del filtro	Espesor del filtro (μm)	Factor s
Mo	Mo	30	1,000
Mo	Rh	25	1,017
Rh	Rh	25	1,061
Rh	Ag	30	1,0871
W	Rh	50-60	1,042
W	Ag	50-75	1,042

Tabla A6.1.4. Valores del factor s (mGy/mGy) para ánodos de tungsteno filtrados con 0,7 mm de Al y mamas simuladas con PMMA.

FACTOR s (mGy/mGy), 0,7 mm Al		
Espesor PMMA (mm)	Espesor mama equivalente (mm)	Factor s
20	21	1,052
30	32	1,064
40	45	1,082
45	53	1,094
50	60	1,105
60	75	1,123
70	90	1,136
80	103	1,142

A.6.2. Valores tabulados para los factores g , c , y s para el cálculo de la dosis de pacientes

Tabla A6.2.1. Valores del factor g (mGy/mGy) para distintos espesores de mamas.

Espesor de mama (mm)	FACTOR g (mGy/mGy)										
	Capa hemirreductora (CHR)										
	0,3	0,35	0,4	0,45	0,5	0,55	0,6	0,65	0,7	0,75	0,8
20	0,390	0,433	0,473	0,509	0,543	0,573	0,587	0,622	0,644	0,663	0,682
30	0,274	0,309	0,342	0,374	0,406	0,437	0,466	0,491	0,514	0,535	0,555
40	0,207	0,235	0,261	0,289	0,318	0,346	0,374	0,399	0,421	0,441	0,460
50	0,164	0,187	0,209	0,232	0,258	0,287	0,310	0,332	0,352	0,371	0,389
60	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261	0,282	0,300	0,317	0,333
70	0,114	0,130	0,145	0,163	0,177	0,202	0,224	0,244	0,259	0,274	0,289
80	0,098	0,112	0,126	0,140	0,154	0,175	0,195	0,212	0,227	0,241	0,254
90	0,0859	0,0981	0,1106	0,1233	0,1357	0,1543	0,1723	0,1879	0,2017	0,2143	0,2270
100	0,0763	0,0873	0,0986	0,1096	0,1207	0,1375	0,1540	0,1682	0,1809	0,1926	0,2044
110	0,0687	0,0786	0,0887	0,0988	0,1088	0,1240	0,1385	0,1520	0,1638	0,1746	0,1856

Debido a su longitud, no se incluyen en este Apéndice los valores del factor c tabulados en función del espesor de mama, glandularidad y CHR. Estos valores son necesarios para estimar los valores de la DGM para muestras de mujeres sometidas a exámenes de mamografía o TDM en las unidades de mama en las que se hace diagnóstico. Las tablas con los valores tabulados se encuentran en las publicaciones de Tabla 6 de Dance [Dance., 2000] y Tabla 4 de Dance [Dance, 2011].

La glandularidad de las mamas incluidas en la muestra puede estimarse utilizando el polinomio propuesto por Dance [Dance y col., 2000] que relaciona la glandularidad con el espesor:

$$G(\%) = a \cdot t^3 + b \cdot t^2 + c \cdot t + d \quad (\text{A6.1})$$

Los valores de los coeficientes han sido calculados para los dos grupos de edades que suelen incluirse en los programas de detección precoz de cáncer de mama.

La glandularidad de las mujeres cuyas edades están fuera de los intervalos indicados se estimará incluyéndolas en el grupo de 40-49 años, si son más jóvenes de 40 años, y en el de 50-64 años, si son mayores de 64 años. El error que introduce esta aproximación es de la misma magnitud que la incertidumbre derivada de suponer que todas las mujeres incluidas en los intervalos de edad considerados tienen

Tabla A6.2.2. Coeficientes para el cálculo de la glandularidad de la mama en función de la edad de la paciente.

Coeficientes	Edad: 40-49	Edad: 50-64
a	0,000 052 09	-0,000 1118
b	0,001 254 94	0,039 32
c	-1,988	-4,544
d	138,8	176,0

la misma glandularidad por tener el mismo espesor de mama. Existen algoritmos comercializados que han sido desarrollados para estimar la glandularidad a partir de las imágenes de las pacientes, tales como Quantra, Volpara o similares.

Las tablas que aparecen a continuación son necesarias para estimar los valores de la DGM para muestras de mujeres convocadas en los programas de diagnóstico precoz de cáncer de mama. Igualmente, los valores de los coeficientes de los polinomios dados en la Tabla A6.2.2 se estimaron para obtener la glandularidad de las mamas de mujeres pertenecientes a los dos grupos de edad participantes en estos programas* [Dance y col., 2000].

* Los ajustes fueron determinados a partir de los factores de exposición asociados a la obtención de mamografías con equipos analógicos (cartulina/película) usando el control automático de exposición.

Tabla A6.2.3. Valores del factor c para mamas promedio en el intervalo de edad comprendido entre los 50 y los 64 años.

		FACTOR c (mGy/mGy)										
Espesor mama (mm)	Glandularidad (%)	Capa hemirreductora (CHR)										
		0,3	0,35	0,4	0,45	0,5	0,55	0,6	0,65	0,7	0,75	0,8
20	100	0,885	0,891	0,900	0,905	0,910	0,914	0,919	0,923	0,928	0,932	0,936
30	72	0,925	0,929	0,931	0,933	0,937	0,940	0,941	0,947	0,950	0,953	0,956
40	50	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
50	33	1,086	1,082	1,081	1,078	1,075	1,071	1,069	1,064	1,060	1,057	1,053
60	21	1,164	1,160	1,151	1,150	1,144	1,139	1,134	1,124	1,117	1,111	1,103
70	12	1,232	1,225	1,214	1,208	1,204	1,196	1,188	1,176	1,167	1,157	1,147
80	7	1,275	1,265	1,257	1,254	1,247	1,237	1,227	1,213	1,202	1,191	1,179
90	4	1,299	1,292	1,282	1,275	1,270	1,260	1,249	1,236	1,225	1,213	1,200
100	3	1,307	1,298	1,290	1,286	1,283	1,272	1,261	1,248	1,236	1,224	1,211
110	3	1,306	1,301	1,294	1,291	1,283	1,274	1,266	1,251	1,240	1,228	1,215

Tabla A6.2.4. Valores del factor *c* para mamas promedio en el intervalo de edad comprendido entre los 40 y los 49 años.

FACTOR <i>c</i> (mGy/mGy)												
Espesor mama (mm)	Glandularidad (%)	Capa hemirreductora (CHR)										
		0,3	0,35	0,4	0,45	0,5	0,55	0,6	0,65	0,7	0,75	0,8
20	100	0,855	0,891	0,9	0,905	0,91	0,914	0,919	0,923	0,928	0,932	0,936
30	82	0,894	0,898	0,903	0,906	0,911	0,915	0,918	0,924	0,928	0,933	0,937
40	65	0,94	0,943	0,945	0,947	0,948	0,952	0,955	0,956	0,959	0,961	0,964
50	49	1,005	1,005	1,005	1,004	1,004	1,004	1,004	1,004	1,003	1,003	1,003
60	35	1,08	1,078	1,074	1,074	1,071	1,068	1,066	1,061	1,058	1,055	1,051
70	24	1,152	1,147	1,141	1,138	1,135	1,13	1,127	1,117	1,111	1,105	1,098
80	14	1,22	1,213	1,206	1,205	1,199	1,19	1,183	1,172	1,163	1,154	1,145
90	8	1,27	1,264	1,254	1,248	1,244	1,235	1,225	1,214	1,204	1,193	1,181
100	5	1,295	1,287	1,279	1,275	1,272	1,262	1,251	1,238	1,227	1,215	1,203
110	5	1,294	1,29	1,283	1,281	1,273	1,264	1,256	1,242	1,232	1,22	1,208

Tabla A6.2.5. Valores del factor *s* para espectros generados con ánodos de tungsteno filtrados con 0,5 mm de Al.

FACTOR <i>s</i> (mGy/mGy)					
Espesor de mama (mm)	Intervalo Glandularidad (%)	Glandularidad típica 50-64 años	Glandularidad típica 40-49 años	Intervalo tensión (kV)	Factor <i>s</i>
20	80-100	100	100	25-40	1,069
30	62-82	72	82	29-40	1,104
40	40-65	50	65	29-40	1,127
50	23-49	33	49	30-40	1,139
60	11-35	21	35	30-40	1,154
70	2-24	12	24	30-40	1,180
80	0,1-17	7	14	30-40	1,187
90	0,1-14	4	8	30-40	1,198
100	0,1-13	3	5	30-40	1,206
110	0,1-13	3	5	30-40	1,212

Tabla A6.2.6. Valores del factor *s* para espectros generados con ánodos de tungsteno filtrados con 0,7 mm de Al.

FACTOR <i>s</i> (mGy/mGy)					
Espesor de mama (mm)	Intervalo Glandularidad (%)	Glandularidad típica 50-64 años	Glandularidad típica 40-49 años	Intervalo tensión (kV)	Factor <i>s</i>
20	80-100	100	100	25-50	1,052
30	62-82	72	82	25-50	1,060
40	40-65	50	65	25-50	1,076
50	23-49	33	49	25-50	1,087
60	11-35	21	35	25-50	1,105
70	2-24	12	24	28-50	1,121
80	0,1-17	7	14	28-50	1,129
90	0,1-14	4	8	28-50	1,136
100	0,1-13	3	5	28-50	1,140
110	0,1-13	3	5	28-50	1,144

A.6.3. Valores tabulados para el factor T (mGy/mGy) para el cálculo de la dosis en la modalidad de tomosíntesis

Tabla A6.3.1. Valores del factor T (mGy/mGy) para mamas simuladas con PMMA.

FACTOR T (mGy/mGy)						
Espesor PMMA (mm)	Espesor mama equivalente (mm)	Rango angular (grados)				
		-10 a +10	-15 a +15	-20 a +20	-25 a +25	-30 a +30
20	21	0,993	0,988	0,981	0,971	0,959
30	32	0,992	0,985	0,976	0,964	0,949
40	45	0,992	0,983	0,972	0,959	0,943
45	53	0,991	0,982	0,970	0,956	0,940
50	60	0,989	0,981	0,969	0,955	0,939
60	75	0,989	0,980	0,968	0,954	0,938
70	90	0,987	0,977	0,965	0,952	0,937
80	103	0,987	0,976	0,964	0,951	0,934

Tabla A6.3.2. Valores del factor T (mGy/mGy) para diferentes espesores de mama.

FACTOR T (mGy/mGy)					
Espesor de mama (mm)	Rango angular (grados)				
	-10 a +10	-15 a +15	-20 a +20	-25 a +25	-30 a +30
20	0,994	0,989	0,982	0,972	0,960
30	0,992	0,985	0,976	0,965	0,950
40	0,992	0,984	0,973	0,961	0,944
50	0,991	0,982	0,971	0,957	0,941
60	0,989	0,981	0,969	0,955	0,939
70	0,989	0,980	0,969	0,955	0,940
80	0,988	0,979	0,967	0,953	0,937
90	0,987	0,977	0,965	0,952	0,937
100	0,987	0,977	0,965	0,952	0,935
110	0,986	0,975	0,963	0,949	0,931

Tabla A6.3.3. Valores del factor T (mGy/mGy) para mamas simuladas con PMMA y los sistemas Hologic Selenia Dimensions (modelo 2011), Siemens Mammomat Inspiration (modelo 2011), GE Senoclaire (modelo 2013), GE Pristina (modelo 2017).[§]

FACTOR T (mGy/mGy)						
Espesor PMMA (mm)	Espesor mama (mm)	Rango angular (grados)				
		$T_{\text{Fujifilm}} \pm 7,5^\circ$	$T_{\text{Fujifilm}} \pm 20^\circ$	$T_{\text{GE}} \pm 12,5^\circ$	$T_{\text{Hologic}} \pm 7,5^\circ$	$T_{\text{Siemens}} \pm 24^\circ$
20	21	0,997	0,985	0,993	0,997	0,979
30	32	0,996	0,980	0,991	0,996	0,973
40	45	0,996	0,978	0,990	0,996	0,969
45	53	0,995	0,976	0,989	0,995	0,968
50	60	0,995	0,975	0,988	0,994	0,966
60	75	0,994	0,973	0,987	0,994	0,964
70	90	0,993	0,971	0,985	0,992	0,962
80	103	0,994	0,969	0,984	0,993	0,961

[§] Información suministrada en el documento "Euref_tomo_protocol_version_1-03_revised" que se puede descargar en <http://www.euref.org/downloads> (Accedido 12/09/2018).

Tabla A6.3.4. Valores del factor T (mGy/mGy) para mamas simuladas con PMMA y los sistemas (cont.): IMS Giotto TOMO (modelo 2013), Planmed Clarity Excel DBT (modelo 2013) e IMS Giotto Class (modelo 2017).[§]

FACTOR T (mGy/mGy)				
Espesor PMMA (mm)	Espesor mama (mm)	$T_{IMS^* \pm 19^\circ}$	$T_{Planmed \pm 15^\circ}$	$T_{IMSClclass^* \pm 15^\circ}$
20	21	0,985	0,991	0,990
30	32	0,980	0,988	0,988
40	45	0,977	0,987	0,986
45	53	0,976	0,986	0,985
50	60	0,974	0,985	0,984
60	75	0,973	0,984	0,983
70	90	0,970	0,981	0,981
80	103	0,969	0,980	0,980

[§] Información suministrada en el documento "Euref_tomo_protocol_version_1.03_revised" que se puede descargar en <http://www.euref.org/downloads>.

Tabla A6.3.5. Valores del factor T (mGy/mGy) para diferentes espesores de mama y los sistemas: Hologic Selenia Dimensions (modelo 2011), Siemens Mammomat Inspiration (modelo 2011), GE Senoclaire (modelo 2013), GE Pristina (modelo 2017).[§]

FACTOR T (mGy/mGy)					
Espesor mama (mm)	Fujifilm $\pm 7,5^\circ$	Fujifilm $\pm 20^\circ$	GE $\pm 12,5^\circ$	Hologic $\pm 7,5^\circ$	Siemens $\pm 24^\circ$
20	0,997	0,985	0,993	0,997	0,980
30	0,996	0,981	0,991	0,996	0,974
40	0,997	0,979	0,990	0,997	0,971
50	0,996	0,977	0,989	0,996	0,968
60	0,995	0,975	0,988	0,995	0,966
70	0,995	0,974	0,987	0,995	0,965
80	0,994	0,972	0,986	0,994	0,964
90	0,993	0,971	0,985	0,993	0,962
100	0,994	0,970	0,984	0,994	0,961
110	0,993	0,969	0,984	0,993	0,960

Tabla A6.3.6. Valores del factor T (mGy/mGy) para diferentes espesores de mama y los sistemas de tomosíntesis (cont.): IMS Giotto TOMO (modelo 2013), Planmed Clarity Excel DBT (modelo 2013) e IMS Giotto Class (modelo 2017).[§]

FACTOR T (mGy/mGy)			
Espesor mama (mm)	$T_{ims^* \pm 19^\circ}$	$T_{Planmed \pm 15^\circ}$	$T_{IMSClclass^* \pm 15^\circ}$
20	0,985	0,991	0,991
30	0,981	0,989	0,988
40	0,978	0,988	0,987
50	0,976	0,986	0,986
60	0,974	0,985	0,984
70	0,973	0,984	0,983
80	0,972	0,983	0,982
90	0,970	0,981	0,981
100	0,970	0,981	0,980
110	0,968	0,980	0,979

A.6.4. Etiquetas de la cabecera DICOM con los datos necesarios para el cálculo de la DGM

- **Datos de la paciente:**
0018, 11A0 Body Part Thickness
0010, 1010 Patient's Age
0008, 0020 Study Date
0010, 0030 Patient's Birth Date
- **Factores de exposición:**
0018,0060 kVp
0018,1152 Exposure
0018,1153 Exposure in uAs(*)
0018,1191 Anode Target Material
0018,7050 Filter Material LT
0018,7052 Filter Thickness Minimum
- **Datos de la exploración:**
0018, 5101 View Position
- **Valores de dosis estimados por el equipo:**
0040,0316 Organ Dose (Dosis Glandular)
0040,8302 Entrance Dose in mGy (K_{aire})

Glosario de términos utilizados

Las definiciones que aparecen en este glosario están particularizadas para su uso en este protocolo. Su utilización fuera de este campo de aplicación podría ser imprecisa.

A

- **Algoritmo de retroproyección simple (BP):** algoritmo de reconstrucción basado en técnicas de retroproyección sin procedimientos de filtrado adicionales.
- **Algoritmo de retroproyección filtrada (FBP):** algoritmo de reconstrucción basado en técnicas de retroproyección con procedimientos de filtrado adicionales. En el caso de los sistemas de TDM, este algoritmo es similar a los utilizados en la tomografía computarizada de haz cónico para tener en cuenta la forma del haz de radiación (semicono en este caso) y el tipo de detector de panel plano.
- **Ángulo de la proyección:** ángulo subtendido por la perpendicular al detector cuando el tubo de rayos X está en la posición 0° y la línea que une el foco del tubo de rayos X y el detector pasando por el objeto.
- **Ángulo de rotación del tubo:** ángulo subtendido por el rayo principal asociado a la proyección 0° y la línea que conecta el foco del tubo de rayos X y el centro de rotación.

* Notación según aparece en la cabecera DICOM. Se refiere a μ As, submúltiplo de As unidad del Sistema Internacional.

- **Artefactos:** irregularidades de valores de píxel en un área más o menos extensa de una imagen no relacionadas con las propiedades del objeto. Pueden estar producidas por dispositivos del equipo u objetos extraños que están dentro del haz de rayos X, algoritmos de reconstrucción o procesados de la imagen.

B

- **Barrido:** ciclo completo de una adquisición de tomosíntesis.
- **Binning:** agrupamiento de *dels* individuales formado durante la etapa de lectura de la señal del detector. *Binning* 1\1 significa que no hay agrupamiento; 1\2 significa que dos *dels* son agrupados para generar un píxel en una dirección; 2\2 significa que 4 *dels* son agrupados para generar un píxel.

C

- **CAE:** Control Automático de Exposición.
- **Calidad de imagen:** medida de la adecuación de la imagen a los requisitos necesarios para un correcto diagnóstico. La calidad de imagen es tanto mejor cuanto más fácil resulte extraer la información diagnóstica.
- **Campo de radiación:** superficie plana del haz de radiación perpendicular al eje de este.
- **Capa hemirreductora (CHR):** espesor necesario de Al para reducir la tasa de kerma en aire a la mitad de su valor original. Normalmente se expresa en mm de Al.
- **Carga del tubo:** producto de la intensidad de la corriente que circula entre el cátodo y el ánodo de un tubo de rayos X, en mA, por el tiempo de exposición, expresado en s.
- **Centro de rotación:** centro de rotación del tubo de rayos X en un sistema de tomosíntesis.
- **Compensación del control automático de exposición:** propiedad del control automático de exposición que permite obtener imágenes con valores de píxel o de la relación señal-ruido similares, con independencia de las diferencias en el espesor del objeto.
- **Contraste de la imagen:** cualidad de una imagen que permite distinguir un objeto frente a su entorno (por ejemplo, las diferencias de valores medios de píxel entre dos elementos adyacentes de una imagen radiográfica).
- **Contraste umbral:** contraste mínimo que ha de tener un objeto para poder ser detectado. Su valor puede determinarse utilizando observadores humanos o algoritmos que simulan el comportamiento de un observador.

- **Control automático de exposición (CAE):** dispositivo del equipo del sistema de TDM mediante el cual se controla la carga del tubo cortándose ésta automáticamente al alcanzarse el valor de exposición para el que está previamente ajustado. Existen distintos modos de operación del CAE. En el modo completamente automático selecciona la tensión del tubo, la combinación ánodo/filtro y la carga de tubo. La finalidad de este dispositivo es obtener imágenes con valores de píxel o de la relación señal-ruido similares independientemente de las características de atenuación del paciente.
- **Correcciones del detector:** aplicadas a las imágenes proporcionadas por los sistemas digitales, corrigen distintos problemas: *dels* defectuosos, utilizando el mapa de píxeles defectuosos (ver más abajo); diferencias en la sensibilidad y/o ganancia electrónica de los *dels* individuales; inhomogeneidades en el haz de radiación (efecto anódico, divergencia del haz, etc.).

D

- **Del:** unidad de detección elemental que compone un detector digital matricial.
- **Desviación:** diferencia máxima entre el resultado de una medición (y_m) y el valor convencionalmente verdadero (y_r) de lo que se mide (o mensurando). Habitualmente, se toma el valor medio de todas las medidas como valor verdadero. Se puede expresar en términos absolutos ($y_m - y_r$) o relativos (en %) en la forma:

$$\frac{|y_m - y_r|}{y_r} \cdot 1000$$

- **DICOM:** acrónimo de la norma “*Digital Imaging and Communications in Medicine*”, cuyo objetivo es garantizar la interoperabilidad de los sistemas empleados para producir, mostrar, enviar, solicitar, almacenar, procesar, recuperar o imprimir imágenes médicas y documentos estructurados que se deriven de ellas, así como para gestionar los flujos de trabajo.
- **DGM:** Dosis Glandular Promedio.
- **Duración del barrido:** intervalo de tiempo entre la primera exposición (puede ser un disparo en la posición de 0°) y el final de la última exposición del barrido de TDM.

F

- **Foco:** zona sobre la superficie del ánodo donde se origina el haz útil de rayos X.

- **Función de respuesta:** relación entre el kerma en aire incidente en el detector y la señal que éste proporciona.

I

- **Imagen cruda (raw):** imagen que no ha sufrido ningún tipo de procesamiento o transformación.
- **Imagen linealizada:** en mamografía digital y en las proyecciones de TDM, los valores de píxel no son directamente proporcionales al kerma en aire incidente sobre la superficie del detector debido al *offset* (ver Valor *offset* del píxel). La linealización de los píxeles se hace invirtiendo la función de respuesta del detector que relaciona el valor del píxel con el kerma en aire incidente. En la imagen linealizada cada valor de píxel es igual al kerma en aire incidente en el detector y el *offset* es cero. La función de respuesta del detector medida sobre las proyecciones de la TDM no coincide con la obtenida para el detector en mamografía convencional en caso de que esta última haya sido determinada sin retirar la rejilla.
- **Imagen no procesada:** imagen digital a la que se han aplicado un aplanamiento de campo y correcciones para eliminar los píxeles defectuosos pero ningún otro tipo de procesamiento. La etiqueta (0008,0068) de la cabecera DICOM la identifica como ‘FOR PROCESSING’. A veces a esta imagen se la identifica como imagen RAW.
- **Imagen procesada:** imagen digital a la que se han aplicado ciertas transformaciones para ser presentada en un monitor o imprimirse pudiendo visualizarse al mismo tiempo toda la información contenida. La etiqueta (0008,0068) de la cabecera DICOM la identifica como ‘FOR PRESENTATION’.
- **Imagen de proyección (proyección):** imagen adquirida durante el barrido de TDM asociada a un determinado valor del ángulo de rotación del tubo de rayos X.
- **Imagen de TDM reconstruida:** apilamiento de planos o cortes proporcionado por el sistema tras aplicar los algoritmos de reconstrucción.

K

- **Kerma:** acrónimo del inglés “*Kinetic energy released per unit mass*”. Suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas liberadas por las partículas ionizantes no cargadas, por unidad de masa. Se debe especificar el material donde se define.

- **Kerma en aire en la superficie de entrada:** es el kerma en aire medido en el seno del aire (sin retrodispersión) en la intersección del eje del haz de radiación con el plano correspondiente a la superficie de entrada del objeto irradiado.

M

- **Mapa de píxeles defectuosos:** mapa (imagen o tabla) que incluye la posición de todos los píxeles cuyo valor no se basa en la lectura del *del* asociado (en mamografía digital o en las proyecciones de la TDM). Los mapas correspondientes a la modalidad 2D y a la de TDM pueden ser diferentes.
- **MD:** acrónimo de Mamografía Digital 2D.

P

- **Pala de compresión:** en mamografía, placa rectangular transparente paralela al tablero del equipo de rayos X y situada sobre él, que se utiliza para comprimir la mama.
- **Paso del *del* (del pitch o píxel pitch):** distancia entre los centros de detectores elementales adyacentes. También recibe el nombre de espaciado entre píxeles (*píxel spacing*).
- **Píxel:** menor unidad homogénea en color o escala de grises que forma parte de una imagen digital.
- **Plano en foco (plano focal):** plano del volumen reconstruido en el que se visualizan con nitidez los detalles del objeto situados a esa profundidad (altura).
- **PMMA:** Polimetil Metacrilato.
- **Primera proyección (imagen):** primera imagen de la secuencia adquirida por un sistema de TDM. (Si la preexposición se hace cuando el tubo se encuentra en la posición 0°, esta será la primera imagen de la secuencia).
- **Proyección central:** proyección con ángulo próximo a 0°. Durante el desplazamiento del tubo para adquirir las distintas proyecciones, se producen pequeños cambios en la posición en la que se adquieren las proyecciones, lo que produce ligeras variaciones en el valor de los ángulos asociados a cada una de ellas. Por este motivo, la proyección 0° (ver más abajo) no tiene por qué coincidir exactamente con la proyección central.
- **Proyección 0°:** proyección adquirida con el tubo estacionario situado en la posición para la cual el rayo principal es perpendicular al detector.
- **Profundidad de bit:** número de valores asignados a un píxel en un sistema digital expresado en bits.

R

- **Rango angular:** ángulo medido en grados subtendido entre los rayos principales de la primera y última proyección.
- **Región de interés (ROI):** área o región de una imagen, delimitada por un contorno, sobre la que se evalúa un determinado parámetro.
- **Rejilla:** dispositivo que se sitúa sobre el detector de la imagen para reducir selectivamente la radiación dispersa que lo alcanza.
- **Relación contraste-ruido (RCR):** se define como

$$RCR = \frac{|VMP_{fondo} - VMP_{AI}|}{\sqrt{\frac{DTP_{fondo}^2 + DTP_{AI}^2}{2}}}$$

donde *VMP* significa valor medio y *DTP* desviación típica de los valores de píxel medidos en dos ROI de iguales dimensiones, situadas sobre la señal (lámina de AI) y sobre el fondo.

- **Relación diferencia de señal-ruido:** se define como:

$$RDSR = \frac{VMP_s - VMP_f}{DTP_f}$$

donde *VMP_s* y *VMP_f* son los valores medios de píxel asociados respectivamente a una ROI situada sobre la señal y otra ROI de iguales dimensiones situada sobre el fondo, *DTP_f* es la desviación típica de los valores de píxel de la ROI situada sobre el fondo.

- **Relación señal-ruido:** se define como:

$$RSR = \frac{VMP}{DTP}$$

donde *VMP* y *DTP* son el valor medio de píxel y la desviación típica de una ROI situada sobre la señal. Hay que tener en cuenta que, si la imagen no está linealizada, el *VMP* contiene el offset.

- **Repetibilidad (de los resultados de las medidas):** grado de concordancia entre resultados de sucesivas mediciones de este mensurando efectuadas en las mismas condiciones.
- **Retrodispersión:** radiación dispersada por un material con ángulos superiores a 90° con respecto a la dirección inicial.
- **Ruido:** fluctuaciones en los valores del píxel de una imagen con excepción de las debidas a la anatomía o a las estructuras contenidas en los objetos de test. La desviación típica o varianza de los píxeles contenidos en una ROI (ver más adelante) proporciona una medida del ruido.

- **Ruido cuántico:** fluctuaciones de los valores de píxel debidas al carácter estocástico del haz de radiación.
- **Ruido electrónico:** fluctuaciones de los valores de píxel asociadas con las corrientes de electrones que circulan por los circuitos constitutivos del detector matricial.
- **Ruido estructural:** fluctuaciones de los valores de píxel asociadas con la presencia de patrones espaciales fijos derivados de la distinta respuesta de los detectores elementales que componen el detector, de la distribución de intensidad del haz incidente que cambia en función de la proyección, etc.

T

- **TDM:** Tomosíntesis Digital de Mama.
- **Tiempo de exposición (proyección):** duración de la exposición al haz de radiación durante la adquisición de una proyección.
- **Tiempo de exposición:** tiempo comprendido entre el comienzo y final de la exposición al haz de radiación de un punto individual durante el barrido de TDM.
- **Tolerancias o valores límites:** intervalo de variación aceptable de los parámetros que están siendo medidos. Si la tolerancia se supera, es necesario aplicar medidas correctoras, aunque el equipo pueda seguir funcionando para uso clínico. Las tolerancias definidas en este protocolo son provisionales en la medida en la que no existe una experiencia suficiente sobre el funcionamiento de los sistemas de TDM.

U

- **Umbral de sensibilidad:** valor del contraste del último objeto de bajo contraste que se visualiza cuando se utiliza un objeto de test adecuado.

V

- **Valor del píxel:** valor discretizado asignado a un píxel.
- **Valor offset del píxel:** valor fijo que se añade a todos los píxeles de una imagen durante la generación de la imagen (de proyección, en el caso de TDM). Hay algunos sistemas de TDM que no añaden este valor fijo a las proyecciones.
- **Volumen reconstruido:** volumen que forma el conjunto de planos o cortes proporcionados por el sistema de TDM.

Referencias

1. Avramova-Cholakova S, Vassileva J, Borisova R, Atanasova I. An estimate of the influence of the measurement procedure on patient and phantom doses in breast imaging. *Radiat Prot Dosimetry* 2008; 129(1-3): 150-4.
2. Bernardi D, Ciatto S, Pellegrini M, Anesi V, Burlon S, Cauli E, et al. Application of breast tomosynthesis in screening: incremental effect on mammography acquisition and reading time. *Br J Radiol* 2012; 85: e1174-e1178.
3. Bernardi D, Pellegrini M, Valentini M, Fantò C, Ostilio L, Tuttobene P, et al. Breast cancer screening with tomosynthesis (3D mammography) with acquired or synthetic 2D mammography compared with 2D mammography alone (STORM-2): a population-based prospective study. *Lancet Oncol* 2016; 17: 1105-13.
4. Bliznakova K, Mettievier G, Russo P, Buliev I. (2016). Contrast Detail Phantoms for X-ray Phase-Contrast Mammography and Tomography. In: Tingberg A, Lång K, Timberg P (eds). *Breast Imaging. IWD 2016. Lecture Notes in Computer Science*, vol 9699. Springer, Cham.
5. Bouwman RW, Diaz O, van Engen RE, Young KC, den Heeten GJ, Broeders MJ, Veldkamp WJ, Dance DR. Phantoms for quality control procedures in digital breast tomosynthesis: dose assessment. *Phys Med Biol* 2013; 58(13): 4423-38.
6. Bouwman RW, van Engen RE, Young KC, den Heeten GJ, Broeders MJ, Schopphoven S et al. Average glandular dose in digital mammography and digital breast tomosynthesis: comparison of phantom and patient data. *Phys Med Biol* 2015; 60(20): 7893-907.
7. Brateman LF, Heintz PH. Solid-state dosimeters: a new approach for mammography measurements. *Med Phys* 2015; 42: 542-57.
8. Castillo-García M, Chevalier M, Garayoa J, Rodríguez-Ruiz A, García-Pinto D, Valverde J. Automated Breast Density Computation in Digital Mammography and Digital Breast Tomosynthesis: Influence on Mean Glandular Dose and BIRADS Density Categorization. *Acad Radiol* 2017; 24: 802-810.
9. Chevalier del Río M. Nuevas tecnologías en mamografía y su impacto en los valores de dosis. *Radiología* 2013; 55(S2): 25-34.
10. Ciatto S, Houssami N, Bernardi D, Caumo F, Pellegrini M, Bruenlli S, et al. Integration of 3D digital mammography with tomosynthesis for population breast-cancer screening (STORM): a prospective comparison study. *Lancet Oncol* 2013; 14: 583-9.
11. Clauser P, Nagl G, Helbich T, Pinker-Domenig K, Weber M, Kapetas P. Diagnostic performance of digital breast tomosynthesis with a wide scan angle compared to full-field digital mammography for the detection and characterization of microcalcifications. *Eur J Radiol* 2016; 85: 2161-68.
12. Conant E. Clinical implementation of digital breast tomosynthesis. *Radiol Clin N Am* 2014; 52: 499-518.
13. Dance DR, Skinner CL, Young KC, Beckett JR, Kotre CJ. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys Med Biol* 2000; 45: 3225-40.
14. Dance DR, Young KC, van Engen RE. Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United

- Kingdom, European and IAEA dosimetry protocols. *Phys Med Biol* 2009; 54: 4361–72.
15. Dance DR, Young KC, van Engen RE. Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis: factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols. *Phys Med Biol* 2011; 56(2): 453-71.
 16. Diaz O, Dance DR, Young KC, Elangovan P, Bakic PR, Wells K. Estimation of scattered radiation in digital breast tomosynthesis. *Phys Med Biol* 2014; 9(15):4375-90.
 17. Dobbins JT III, Godfrey DJ. Digital X-ray tomosynthesis: current state of the art and clinical potential. *Phys Med Biol* 2003; 48: R65-106.
 18. Durand M, Wang S, Hooley R, Raghu M, Philpotts L. Tomosynthesis-detected architectural distortion: management algorithm with radiologic-pathologic correlation. *Radiographics* 2016; 36(2): 311-21.
 19. Elizalde A. Tomosíntesis mamaria: bases físicas, indicaciones y resultados. *Rev Senol Patol Mamar* 2015; 28(1): 39-45.
 20. FDA: http://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf8/P080003b.pdf. [Consultado agosto, 2020].
 21. Freer P, Niell B, Rafferty E. Preoperative tomosynthesis-guided needle localization of mammographically and sonographically occult breast lesions. *Radiology* 2015; 275(2): 377-83.
 22. Friedewald S, Rafferty E, Rose S, Durand M, Plecha D, Greenberg J, et al. Breast cancer screening using tomosynthesis in combination with digital mammography. *JAMA* 2014; 311: 2499-2507.
 23. Garayoa J, Chevalier M, Castillo M, Mahillo-Fernández I, Amallal El Ouahabi N, Estrada C y col. Diagnostic value of the stand-alone synthetic image in digital breast tomosynthesis examinations. *Eur Radiol* 2018; 28: 565-72.
 24. Goodenough D, Levy J, Olafsdottir H, Olafsson I. Design and development of a phantom for tomosynthesis with potential for automated analysis via the cloud. *J Appl Clin Med Phys* 2018; 19: 291-300.
 25. Hernandez AM, Seibert J A, Nosratieh A and Boone JM. Generation and analysis of clinically relevant breast imaging x ray spectra. *Med Phys* 2017; 44: 2148–2160.
 26. Highnam R, Brady M, Yaffe MJ, Karssemeijer N, Harvey J. Robust breast composition measurement—Volpara. In: Martí J, Oliver A, Freixenet J, et al., eds, *Digital Mammography, Proceedings of 10th International Workshop, Switzerland*: Springer International Publishing, 2010; 342–349.
 27. Hooley R, Durand M, Philpotts L. Advances in Digital Breast Tomosynthesis. *AJR* 2017; 208: 256-66.
 28. Houssami N, Bernardi D, Pellegrini M, Valentini M, Fantò C, Ostillio L, et al. Breast Cancer detection using single-reading of breast tomosynthesis (3D-mammography) compared to double-reading of 2D-mammography: Evidence from a population-based trial. *Cancer Epidemiology* 2017; 47: 94-9.
 29. Hu YH, Zhao B, Zhao W. Image artifacts in digital breast tomosynthesis: Investigation of the effects of system geometry and reconstruction parameters using a linear system approach. *Med Phys* 2008; 35: 5242-52.
 30. ImageJ. <https://imagej.net/ImageJ>
 31. Jousi MO, Erkkilä J, Varjonen M, Soiva M, Hukkinen K and Blanco Sequeiros R. A new breast tomosynthesis imaging method: Continuous Sync-and-Shoot – technical feasibility and initial experience. *Acta Radiol Open* 2019; 8: 2058460119836255.
 32. Li X, Da Z, and Liu B. A generic geometric calibration method for tomographic imaging systems with flat-panel detectors: A detailed implementation guide. *Med Phys* 2010; 37: 3844–54.
 33. Lourenco A, Barry-Brooks M, Baird G, Tuttle A, Mainiero M. Changes in recall type and patient treatment following implementation of screening digital breast tomosynthesis. *Radiology* 2015; 274(2): 337-342.
 34. Lu Y, Chan HP, Wei J, Goodsitt M, Carson PL, Hadjiiski L, et al. Image quality of microcalcifications in digital breast tomosynthesis: Effects of projection-view distributions. *Med Phys* 2011; 38: 5703-12.
 35. Ludwig J, Mertelmeier T, Kunze H, Härer W. A novel approach for filtered backprojection in tomosynthesis based on filter kernels determined by iterative reconstruction techniques. *Proceedings of the 9th International Workshop on Digital Mammography (Springer Berlin Heidelberg, Tucson, AZ, 2008)*, pp. 612–620.
 36. Mainprize JG, Bloomquist AK, Kempston MP, Yaffe MJ. Resolution at oblique incidence angles of a flat panel imager for breast tomosynthesis. *Med Phys* 2006; 33: 3159-64.
 37. Marshall NW, Bosmans H. Measurements of system sharpness for two digital breast tomosynthesis systems. *Phys Med Biol* 2012; 57: 7629-50.
 38. Mellado Rodríguez M, Osa AM. Cribado de cáncer de mama. Estado actual. *Radiología* 2013; 55: 305-14.
 39. Mertelmeier T, Orman J, Haerer W, Dudam MK. Optimizing filtered backprojection reconstruction for a breast tomosynthesis prototype device. *Proc. SPIE 6142. Medical Imaging 2006: Physics of Medical Imaging, 61420F (2 March 2006)*; doi: 10.1117/12.651380.
 40. Mhuircheartaigh N, Coffey L, Fleming H, O'Doherty A, McNally S. With the advent of tomosynthesis in the workup of mammographic abnormality, is spot compression mammography now obsolete? An initial clinical experience. *The Breast Journal* 2017; 23: 509-18.
 41. Nakashima K, Uematsu T, Itoh T, Takahashi K, Nishimura S, Hayashi T, et al. Comparison of visibility of circumscribed masses on Digital Breast Tomosynthesis (DBT) and 2D mammography: are circumscribed masses better visualized and assured of being benign in DBT? *Eur Radiol* 2017; 27: 570-77.
 42. Niklason LT, Christian BT, Niklason LE, Kopans DB, Castleberry DE, Opsahl-Ong BH, et al. Digital tomosynthesis in breast imaging. *Radiology* 1997; 205: 399-406.
 43. Noroozian M, Hadjiski L, Rahnama-Mohadam S, Klein K, Jeffries D, Pinsky R. Digital Breast Tomosynthesis is comparable to mammographic spot views for mass characterization. *Radiology* 2012; 262: 61-8.
 44. Nosratieh A, Hernandez A, Shen SZ, Yaffe MJ, Seibert JA and Boone JM. Mean glandular dose coefficients (DgN) for x-ray spectra used in contemporary breast imaging systems. *Phys Med Biol* 2015; 60: 7179-90.
 45. Partyka L, Lurenco A, Mainiero M. Detection of mammographically occult architectural distortion on digital breast tomosynthesis screening: initial clinical experience. *AJR* 2014; 203: 216-22.

46. Ren B, Ruth C, Stein J, Smith A, Shaw I, Jing Z. Design and performance of the prototype full field breast tomosynthesis system with selenium based flat panel detector. *Medical Imaging 2005: Physics of Medical Imaging*, Flynn, MJ ed. Proceedings of SPIE Vol. 5745 (SPIE, Bellingham, WA, 2005) 1605-7422/05/\$15. DOI: 10.1117/12.595833.
47. Ren B, Wu T, Smith A, Ruth C, Niklason L, Jing Z, et al. The dependence of tomosynthesis imaging performance on the number of scan projections. In *Proceedings of the 8th International Workshop on Digital Mammography* (Springer Berlin Heidelberg, Manchester, 2006), pp. 517-524.
48. Robson KJ. A parametric method for determining mammographic X-ray tube output and half value layer. *Br J Radiol* 2001; 74: 335-40.
49. Rodríguez-Ruiz A, Castillo M, Garayoa J, Chevalier M. Evaluation of the technical performance of three different commercial digital breast tomosynthesis systems in the clinical environment. *Physica Medica* 2016; 32: 767-77.
50. Romero S, Raya JL, Cara M, Santos AL, Pedrosa M, Álvarez M. Prospective study aiming to compare 2D mammography and tomosynthesis + synthesized mammography in terms of cancer detection and recall. From double reading of 2D mammography to single reading of tomosynthesis. *European Radiology* 2018; 28: 2484-91.
51. Sechopoulos I, Ghetti C. Optimization of the acquisition geometry in digital tomosynthesis of the breast. *Med Phys* 2009; 36: 1199-207.
52. Sechopoulos I. A review of breast tomosynthesis. Part I. The image acquisition process. *Med Phys* 2013; 40: 014302.
53. Sechopoulos I. A review of breast tomosynthesis. Part II. Image reconstruction, processing and analysis, and advanced applications. *Med Phys* 2013; 40: 014302.
54. Shramchenko N, Blin P, Mathey C, Klausz R. Optimized exposure control in digital mammography. *Proc SPIE 5368. Medical Imaging 2004: Physics of Medical Imaging* (6 May 2004); doi:10.1117/12.535463.
55. Sickles EA. Nonpalpable, circumscribed, noncalcified solid breast masses: likelihood of malignancy based on lesion size and age of patient. *Radiology* 1994; 192: 439-42.
56. Sickles EA, D'Orsi CJ, Bassett LW, et al. *ACR BI-RADS® Mammography*. In: *ACR BI-RADS® Atlas, Breast Imaging Reporting and Data System*, Reston, VA, American College of Radiology; 2013.
57. Skaane P, Bandos A, Gulien R, Eben E, Ekseth U, Haakenaasen U, et al. Comparison of digital mammography alone and digital mammography plus tomosynthesis in a population-based screening program. *Radiology* 2013; 267: 47-56.
58. Skaane P, Bandos A, Eben E, Jepsen I, Krager M, Haakenaasen U, et al. Two-view digital breast tomosynthesis screening with synthetically reconstructed projection images: comparison with digital breast tomosynthesis with full-field digital mammographic images. *Radiology* 2014; 271: 655-63.
59. Spangler ML, Zuley ML, Sumkin JH, Abrams G, Ganott MA, Hakim C, et al. Detection and classification of calcifications on digital breast tomosynthesis and 2D digital mammography: A comparison. *Am J Roentgenol* 2011; 196: 320-4.
60. Sujlana PS, Mahesh M, Vedantham S, Harvey S, Mullen L, Woods R. Digital breast tomosynthesis: Image acquisition principles and artifacts. *Clinical Imaging* 2019; 55: 188-195.
61. Tagliafico A, Mariscotti G, Durando M, Stevanin C, Tagliafico G, Martino L. Characterisation of microcalcification clusters on 2D digital mammography and digital breast tomosynthesis: does DBT underestimate microcalcification clusters? Results of a multicentre study. *Eur Radiol* 2015; 25: 9-14.
62. Tirada N, Li G, Dreizin D, Robinson L, Khorjekar G, Dromi S, et al. Digital breast tomosynthesis: physics, artifacts, and quality control considerations. *Radiographics* 2019; 39: 413-426.
63. Toroi P, Könönen N, Timonen M, Kortensniemi M. Aspects of forward scattering from the compression paddle in the dosimetry of mammography. *Radiat Prot Dosimetry* 2013; 154: 439-45.
64. Wasan RK, Morel JC, Izbal A, Michell MJ, Rahim RR, Peacock C, et al. Can digital breast tomosynthesis accurately predict whether circumscribed masses are benign or malignant in a screening population?. *Clinical Radiology* 2019; 74: 327.
65. Wu G, Mainprize JG, Boone JM, Yaffe MJ. Evaluation of scatter effects on image quality for breast tomosynthesis. *Med Phys* 2009; 36: 4425-32.
66. Wu T, Moore RH, Kopans DB. Voting strategy for artifact reduction in digital breast tomosynthesis. *Med Phys* 2006; 33: 2461-71.
67. Young KC, Oduko JM, Bosmans H, Nijs K, Martinez L. Optimal beam quality selection in digital mammography. *Br J Radiol* 2006; 79: 981-90.
68. Zhang Y, Chan HP, Sahiner B, Wu YT, Zhou C, Ge J, et al. Application of boundary detection information in breast tomosynthesis reconstruction. *Med Phys* 2007; 34: 3603-13.
69. Zhao C, Solomon J, Sturgeon GM, Gehm ME, Catenacci M, Wiley BJ, et al. Third generation anthropomorphic physical phantom for mammography and DBT: incorporating voxelized 3D printing and uniform chest wall QC region. *Proc. SPIE 10132, Medical Imaging 2017: Physics of Medical Imaging*, 101321Y.
70. Zhou J, Zhao B, Zhao W. A computer simulation platform for the optimization of a breast tomosynthesis system. *Med Phys* 2007; 34: 1098-109.
71. Zuckerman S, Maidment A, Weinstein S, McDonald E, Conant E. Imaging with synthesized 2D mammography: differences, advantages, and pitfalls compared with digital mammography. *AJR* 2017; 209: 1-8.
72. Zuley M, Bandos A, Ganott M, Sumkin J, Kelly A, Catullo V, et al. Digital Breast Tomosynthesis versus supplemental diagnostic mammographic views for evaluation of noncalcified breast lesions. *Radiology* 2013; 266(1): 89-95.

Bibliografía

1. American College of Radiology (ACR). 2018 Digital Mammography Quality Control Manual. (<https://www.acr-creditation.org/resources/digital-mammography-qc-manual-resources>).
2. American College of Radiology (ACR). The 2018 ACR Digital Mammography Quality Control Manual with Digital Breast Tomosynthesis (<https://www.acr.org/Media-Center/ACR-News-Releases/2018/2018-ACR-Digital-Mammography-Quality-Control-Manual-with-DBT-is-now-available>).

3. European Federation of Organisations for Medical Physics (EFOMP). Quality Controls in Digital Mammography. Protocol of the EFOMP Mammo Working Group, 2015. <https://www.efomp.org/index.php?r=fc&id=protocols>.
4. European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services (EUREF). Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems. Version 1.03 (2018). (<https://euref.org/>).
5. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Patient dosimetry for X rays used in medical imaging. ICRU Report No. 74, 5, 1-116, 2005.
6. National Health Service (NHS) Breast Screening Programme. Routine quality control tests for breast tomosynthesis (physicists). Equipment Report 1407. Ed. Public Health England, 2015.
7. Sociedad Española de Física Médica-Sociedad Española de Protección Radiológica-Sociedad Española de Radiología. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión 2011. Senda Editorial. S.A. (2012).
8. Unión Europea. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. 4th Edition. (<https://publications.europa.eu/en/publication-detail/-/publication/4e74ee9b-df80-4c91-a5fb-85efb0fdda2b>).

Implementación y uso clínico de la radioterapia adaptativa. Informe del grupo de trabajo de radioterapia adaptativa de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM)

Implementation and clinical use of adaptive radiotherapy. Report of the working group on adaptive radiotherapy of the Spanish Society of Medical Physics (SEFM)

Rafael García-Mollá¹, Patricia Sánchez Rubio², Jorge Bonaque Alandí³,
María Auxiliadora Carrasco Herrera⁴, Françoise Lliso Valverde⁵

¹ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Consorcio Hospital General Universitario de Valencia, Valencia.

² Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda, Madrid.

³ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón, Castellón.

⁴ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Hospitalario Virgen del Rocío, Sevilla.

⁵ Unidad de Radiofísica en Radioterapia. Hospital Universitari i Politècnic La Fe, Valencia. Unidad Mixta de Investigación en Radiofísica e Instrumentación Nuclear en Medicina (IRIMED). IIS Hospital La Fe - Universitat de Valencia.

Fecha de Recepción: 02/12/2020 - Fecha de Aceptación: 28/01/2021

La radioterapia adaptativa (*Adaptive Radiation Therapy*, ART) se puede definir como la modificación del plan de tratamiento administrado a un paciente durante el curso de la radioterapia para tener en cuenta los cambios en la anatomía.

La aplicación de ART supone un cambio en el proceso radioterápico que implica el uso de numerosos recursos adicionales, no estando implementada de forma general. Así, aun tratándose de una idea introducida hace más de 20 años, todavía a fecha de hoy son objeto de estudio muchos de los aspectos que definen la ART: la decisión de proceder a la nueva planificación del tratamiento, el momento óptimo para adaptar el plan, el umbral dosimétrico o anatómico que define la necesidad de adaptar y la identificación de los pacientes que realmente se beneficiarían de la adaptación del tratamiento.

Este informe del Grupo de Trabajo sobre ART de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) tiene como objetivo describir los principios de esta técnica, así como los elementos necesarios para su implementación.

Se exponen las dos estrategias principales atendiendo al momento de su aplicación: *offline*, para actuar ante los cambios progresivos que se observan durante el tratamiento, y *online*, para mitigar los cambios aleatorios.

Se revisa el estado actual de ART aplicado a la práctica clínica para diferentes localizaciones anatómicas.

Se describen algunos de los instrumentos clave para su implementación: los algoritmos de registro deformable (*Deformable Image Registration*, DIR), exponiendo las principales métricas de similitud, los métodos de optimización de la similitud, y los modelos de deformación utilizados, analizando las características de los algoritmos de los *softwares* más utilizados.

Además, dada la importancia que tiene conocer la incertidumbre adicional que introduce el uso de los algoritmos DIR (sobre todo cuando se utilizan para deformar la matriz de dosis absorbida) se dedica un apartado a la validación de estos algoritmos, incluyendo los resultados para los principales *softwares* comerciales disponibles actualmente.

Por último, se presentan unas recomendaciones a la hora de aplicar ART en la práctica clínica.

Palabras clave: ART, radioterapia adaptativa *offline* y *online*, DIR, control calidad de algoritmos de registro deformable.

*Correspondencia: garcia_rafmol@gva.es

<https://doi.org/10.37004/sefm/2021.22.1.004>

Adaptive Radiation Radiotherapy (ART) can be defined as the radiotherapy technique where the delivered absorbed dose is monitored during the treatment for clinical acceptability and modified, if necessary.

ART application represents a change in the radiotherapy process that implies the use of numerous additional resources, and its implementation has not yet been widely incorporated. Thus, even though the idea was introduced more than 20 years ago, to this day many of the aspects that define ART are still being studied: the action levels to proceed with the new treatment planning, the optimal time to adapt the treatment plan, the anatomical or dosimetric threshold that defines the need to adapt, the identification of the patients who would really benefit from the adaptation of the treatment, etc.

This report of the ART Working Group of the Spanish Society of Medical Physics (SEFM) aims to describe the principles of this technique, as well as the necessary elements for its implementation. The two main ART strategies regarding the application timescale are presented: off-line, intended to face progressive changes observed during treatment and on-line, to mitigate random changes. The state of the art in the application of ART to clinical practice for different anatomical locations is reviewed. One of the key instruments for its implementation is described: the deformable registration algorithms (DIR), exposing the principal similarity metrics, the similarity optimization methods, and the deformation models used, analyzing the characteristics of the algorithms of main software. Furthermore, given the importance of knowing the additional uncertainty introduced by the use of DIR algorithms, especially when they are used to deform the absorbed dose matrix, a section is dedicated to the validation of these algorithms, including the results for the main commercial software programs currently available. Finally, some recommendations are presented when applying ART in clinical practice.

Key words: ART, *off-line* and *on-line* adaptive radiotherapy, DIR, QA of deformable image registration algorithms.

Tabla de contenido

1. Introducción y propósito	126
2. Tipos de ART	127
2.1. Radioterapia adaptativa <i>offline</i>	127
2.1.1. Introducción	127
2.1.2. Estrategias de ART <i>offline</i>	128
2.1.3. Radioterapia guiada por la imagen en ART <i>offline</i>	129
2.1.4. Adquisición de imágenes del nuevo tratamiento adaptado.....	130
2.1.5. Optimización y evaluación del nuevo tratamiento	130
2.2. Radioterapia adaptativa <i>online</i>	130
2.2.1. Radioterapia guiada por la imagen en ART <i>online</i>	131
2.2.2. Nueva delimitación de estructuras críticas mediante DIR	133
2.2.3. Evaluación de los cambios	134
2.2.4. Adaptación del plan de tratamiento.....	134
2.2.5. Control de calidad	135
3. Aplicación a la práctica clínica	136
3.1. Tumores de cabeza y cuello.....	136
3.1.1. Cambios anatómicos	136
3.1.2. Cambios dosimétricos	137
3.1.3. Aplicación de ART	137
3.1.4. Momento de la replanificación	137
3.1.5. Criterio de selección de pacientes potencialmente beneficiarios de ART	137

3.1.6. Estrategias ART simplificadas.....	137
3.1.7. Beneficios dosimétricos de ART en cabeza y cuello	138
3.2. Cáncer de pulmón	138
3.2.1. Cambios anatómicos.....	138
3.2.2. Aplicación de ART	138
3.2.3. ART en tratamiento con protones.....	129
3.2.4. Momento de la replanificación	129
3.3. Próstata	130
3.3.1. Cambios anatómicos.....	130
3.3.2. Cambios dosimétricos	130
3.3.3. Aplicación de ART	130
3.3.4. Beneficios dosimétricos de ART en próstata.....	130
3.4. Vejiga.....	142
3.4.1. Cambios anatómicos.....	142
3.4.2. Aplicación de ART	142
3.4.3. Beneficios dosimétricos de ART en la vejiga.....	143
3.5. Tumores ginecológicos.....	143
3.5.1. Cambios anatómicos.....	143
3.5.2. Aplicación de ART	143
3.5.3. Beneficios dosimétricos de ART en tumores ginecológicos	144
3.6. Otras localizaciones anatómicas	144
3.6.1. Cáncer de mama	144
3.6.2. Tumores abdominales.....	145
3.6.3. Sarcoma de partes blandas.....	145
3.6.4. Sistema nervioso central	145
4. Algoritmos de registro deformable	145
4.1. Función objetivo y regularización de la transformación	145
4.1.1. Implícita.....	146
4.1.2. Explícita	146
4.2. Métodos de optimización	146
4.3. Métricas de similitud empleadas en el proceso de optimización	146
4.3.1. Métricas geométricas o <i>featured-based</i>	147
4.3.2. Métricas basadas en intensidad de píxel/vóxel o icónicos.....	147
4.3.3. Métricas híbridas	148
4.4. Modelos de deformación o de registro deformable	149
4.4.1. Transformación geométrica derivada de modelos físicos.....	149
4.4.2. Transformación geométrica derivada de la teoría de interpolación	150
4.4.3. Transformación geométrica basada en modelos biofísicos/biomecánicos	151
4.5. Algoritmos implementados en <i>softwares</i> comerciales.....	152

5. Validación de los algoritmos de registro deformable de imagen	152
5.1. Registro deformable de imágenes	152
5.2. Métodos de validación del DIR.....	153
5.2.1. Validación con puntos de los algoritmos de registro deformable	154
6. Recomendaciones	155
6.1. Recomendaciones ART <i>offline</i>	155
6.1.1. Puesta en marcha.....	155
6.1.2. Uso clínico.....	155
6.2. Recomendaciones ART <i>online</i>	156
6.2.1. Puesta en marcha.....	156
6.2.2. Uso clínico.....	156
7. Conclusiones	156
Agradecimientos	157
Listado de abreviaturas	157
Referencias	158

1. Introducción y propósito

El objetivo de la radioterapia radical es obtener la máxima probabilidad de control tumoral con el mínimo daño al tejido sano, procurando que los tejidos sanos reciban la dosis absorbida más baja posible. Tradicionalmente, se ha impartido la dosis absorbida de forma fraccionada para maximizar la diferencia entre control tumoral y daño a tejido sano. Durante del tratamiento fraccionado, existen movimientos internos fisiológicos, como, por ejemplo, la respiración, el latido cardíaco y los movimientos intestinales; por otro lado, se pueden producir variaciones de tamaño, forma y posición en los volúmenes blanco clínicos (*Clinical Target Volume*, CTV) a tratar, y en los órganos de riesgo (*Organs At Risk*, OAR);¹ si para la delimitación de los volúmenes se han registrado varias series de imágenes, hay que tener en cuenta también las incertidumbres asociadas a este registro. Es por ello, que es necesario añadir a los volúmenes anteriores un margen de seguridad, denominado margen interno, que incluya todas estas variaciones, obteniendo de esta forma los volúmenes blanco internos (*Internal Target Volume*, ITV). Existen otras fuentes de incertidumbre, como las asociadas al posicionamiento del paciente, las incertidumbres mecánicas del acelerador y la mesa, las incertidumbres dosimétricas, etc., que se tienen en cuenta con otro margen denominado margen de configuración. De esta forma, se obtienen los volúmenes blanco de planificación (*Planning Target Volume*, PTV). De forma análoga, se aplican los mismos márgenes

para el tejido sano, obteniendo los volúmenes de planificación (*Planning organ at Risk Volume*, PRV).

La aplicación de márgenes a los volúmenes a tratar aumenta la probabilidad de daño a los tejidos sanos y órganos de riesgo, por lo que, para conseguir el objetivo del tratamiento radioterápico, resulta fundamental poder conseguir reducir dichos márgenes. En los últimos años, esto ha sido posible de forma significativa gracias a los avances de los sistemas de imagen en la unidad de tratamiento y la aplicación de la radioterapia guiada por la imagen (*Image-Guided Radiation Therapy*, IGRT).

Existen una gran variedad de sistemas de imagen guiada, entre los que se encuentran sistemas de imagen de tomografía computarizada (*Computed Tomography*, TC) de kilovoltaje alineada en un sistema de railes (*TC-on-Rails*), tomografía computarizada de haz cónico de kilovoltaje (*Conebeam TC*, CBCT), tomografía computarizada de haz cónico de megavoltaje (*Megavoltaje CBCT*, MVBCT), tomografía computarizada helicoidal de haz en abanico de megavoltaje (*helical Megavoltaje TC*, MVCT), sistemas de radiografía o fluoroscopia planar, sistemas de imagen de ultrasonidos y, recientemente, también se han desarrollado sistemas con imagen de resonancia magnética integrada en el acelerador.

La IGRT utiliza la imagen adquirida en la unidad para corregir las variaciones entre fracciones (interfracción), o dentro de la misma fracción (intrafracción), respecto al tratamiento planificado inicialmente. Comparando estas imágenes se determinan las tras-

laciones y, en los sistemas con mesa con seis grados de libertad, también las rotaciones necesarias para hacer coincidir la geometría del paciente obtenida en la sala de tratamiento con la geometría del paciente en la adquisición de la imagen de planificación. Para que estas geometrías coincidan la mesa lleva a cabo los movimientos necesarios. Esta técnica permite corregir las variaciones debidas a diferencias provocadas por los cambios anatómicos entre el momento de la planificación y cada una de las fracciones de tratamiento.

No obstante, la IGRT tiene algunas limitaciones. Entre ellas destaca que ésta no es capaz de tener en cuenta las deformaciones de los volúmenes, ni los movimientos independientes entre los distintos órganos. Para poder corregir estos movimientos y deformaciones, es necesario modificar el plan inicial previsto, de forma que se incluyan las diferencias encontradas. Para dar solución a esta necesidad, surge la radioterapia adaptativa (*Adaptive Radiation Therapy*, ART). Yan *et al.*² la definen como un proceso cerrado, donde el plan inicial puede modificarse mediante una retroalimentación sistemática con la información nueva obtenida, con la intención de mejorar el tratamiento al monitorizar las variaciones e incorporarlas, para reoptimizar el plan inicial durante el curso del tratamiento. En este proceso, los márgenes y la dosis absorbida se pueden personalizar para cada paciente, para lograr una administración de tratamiento de forma segura. En un artículo posterior, Yan *et al.*³ proponen que para la implementación de la radioterapia adaptativa siempre deberían estar presentes cuatro elementos clave: la evaluación de la dosis absorbida real de tratamiento, la identificación/evaluación de las variaciones en el tratamiento, la decisión de modificación del tratamiento, y por último, la modificación del tratamiento. Recientemente, Green *et al.*⁴ definen la ART como la técnica de radioterapia donde la dosis absorbida administrada se monitoriza para ver su aceptabilidad clínica y se modificada, si es necesario, con el objetivo de mejorar el resultado del tratamiento.

Según el esquema temporal, la ART se puede clasificar como: *offline*, entre fracciones, *online*, inmediatamente antes de una fracción, y, por último, en tiempo real durante una fracción.⁴ Sea cual sea el esquema utilizado, es necesario un flujo de trabajo diseñado con las particularidades temporales indicadas, utilizando para ello las herramientas disponibles según la técnica.

La posibilidad de implementar la ART requiere un desarrollo de la tecnología y está basado en gran medida en los sistemas de imagen que hacen posible la IGRT. También son necesarias herramientas de evaluación de la dosis administrada, de forma que se pueda identificar la necesidad de cambiar el plan. Los sistemas de planificación han de permitir la adaptación a los cambios de la forma lo más rápida y automática

posible y por último, se ha de disponer de herramientas de control de calidad para todo el proceso.

El presente documento se estructura en cinco capítulos en los que se pretende dar una visión global de la ART y los algoritmos de registro deformable (*Deformable Image Registration*, DIR), tanto en su utilización, como en sus aplicaciones y el control de calidad.

El capítulo 2 está dedicado a las dos técnicas de adaptación más utilizadas, la radioterapia adaptativa *offline* y la *online*, que se diferencian por su secuencia temporal. Se exponen las características específicas de cada una y se presenta un esquema de flujo de trabajo.

El capítulo 3 se centra en la aplicación de estas técnicas a la práctica clínica, según la localización anatómica. Existen patologías como los tumores de cabeza y cuello, en los que los cambios encontrados son graduales, por lo que es más apropiado utilizar estrategias de radioterapia adaptativa *offline*, mientras que otros, como los tumores pélvicos, presentan modificaciones diarias por el diferente estado de órganos como vejiga y recto, por lo que, en este caso, puede ser más adecuado el uso de ART *online*.

El capítulo 4 se dedica a los algoritmos de DIR, donde se exponen las principales métricas de similitud: las geométricas, las basadas en intensidad de píxeles o las híbridas, los métodos de optimización y los modelos de deformación. Por último, se analizan las características de los algoritmos de los principales *softwares* comerciales.

El capítulo 5 está dedicado a la validación de los algoritmos DIR. El capítulo se divide en dos secciones: una primera parte teórica, donde se detallan los diferentes métodos de validación y sus limitaciones; y una segunda parte, donde se muestran los resultados de la validación mediante puntos de los diferentes algoritmos de DIR de los principales *softwares* comerciales.

Por último, se presentan las recomendaciones de este Grupo de Trabajo y las conclusiones del documento.

2. Tipos de ART

2.1. Radioterapia adaptativa *offline*

2.1.1. Introducción

El procedimiento de ART *offline* consiste en la adaptación de un tratamiento de radioterapia a las diferentes variaciones anatómicas que se producen durante el curso de este (variación en el volumen del paciente, variación del volumen de tratamiento, cambios de forma, etc.).³ Este proceso de adaptación se realiza

para intentar conseguir los objetivos iniciales en las fracciones restantes del tratamiento.

Es un proceso que se inicia con las imágenes de IGRT, siendo estas susceptibles de ser utilizadas para una evaluación geométrica y, en función de la tecnología utilizada, también dosimétrica (CBCT, RM, MVCBCT...), y que determinan la necesidad de iniciar un proceso de ART. La principal característica del proceso de ART es el uso del tratamiento inicial y su administración, como punto de partida para la planificación del nuevo tratamiento. Esto significa que, en la planificación del nuevo tratamiento, se hace uso de una nueva imagen de simulación mediante el análisis de la dosis absorbida administrada al paciente durante las fracciones tratadas antes de proceder a la adaptación del tratamiento. Por ello, un plan de ART conlleva los mismo pasos y procedimientos que cualquier tratamiento estándar de radioterapia, más las restricciones dosimétricas derivadas del tratamiento inicial.

En ART existen incertidumbres asociadas de tipo sistemático, que se repiten fracción a fracción, y de tipo aleatorio, las cuales varían cada día.^{5,6} En un proceso de ART *offline*, las incertidumbres de tipo sistemático se ven reducidas, ya que todo el proceso se inicia de nuevo, pero no así las incertidumbres de tipo aleatorio, que dependen de la administración diaria del tratamiento.⁷ Además, un procedimiento de ART introduce nuevos procesos que tienen asociadas incertidumbres adicionales,^{8,9} como la del registro entre imágenes, que

deben incluirse en el margen del PTV.¹⁰ Por otro lado, el procedimiento de ART *offline* presenta una mayor seguridad respecto a otros modelos de ART, ya que permite realizar una evaluación más detallada y con más tiempo del nuevo tratamiento adaptado; también permite una verificación en la unidad de tratamiento antes de ser administrado en el paciente para cualquier tipo de tratamiento adaptado.

Un esquema del flujo de trabajo genérico en un procedimiento de ART *offline* se presenta en la fig. 1. El tratamiento inicial sigue su curso habitual hasta que se observa una alerta (variación anatómica) en la imagen de IGRT (CBCT fracción 3). En este momento, se inicia un proceso de evaluación anatómico-dosimétrico con las imágenes de CBCT. Si la alerta observada no tiene efectos clínicamente relevantes (B) el tratamiento continuará con un seguimiento particular de las imágenes de IGRT. Si, por el contrario, la alerta sí que muestra variaciones dosimétricas clínicamente importantes (A) se programa una nueva simulación y se inicia un proceso de adaptación del tratamiento.

2.1.2. Estrategias de ART *offline*

Existen diferentes estrategias de ART *offline* que dependen de los recursos materiales y humanos del centro. En determinadas localizaciones, los cambios durante el transcurso del tratamiento son habituales

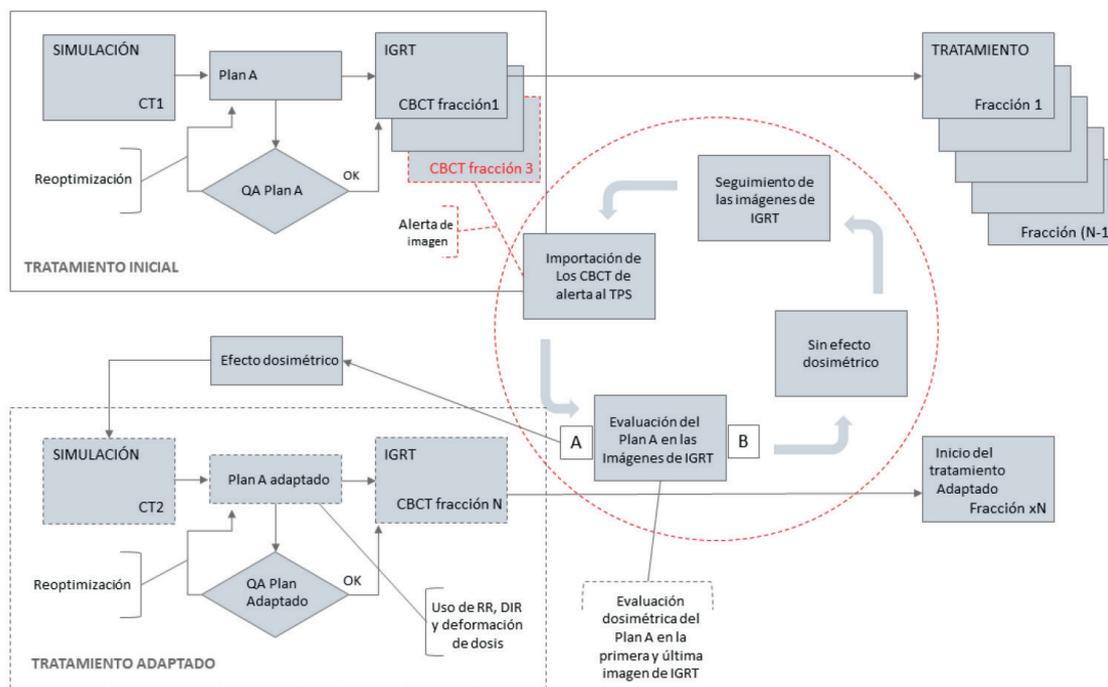


Fig. 1. Flujo de trabajo para el procedimiento de radioterapia adaptativa offline mediante el uso de las imágenes de CBCT de IGRT.

y es necesario adaptarlos para conseguir el objetivo terapéutico planificado. En el apartado 3. *Aplicación a la práctica clínica* se abordará este tema.

Como plantean Sonke *et al.*,¹¹ se han desarrollado diferentes modos de trabajo, o de estrategias, de ART *offline* teniendo en cuenta la localización y los órganos comprometidos en el tratamiento o el tipo de imagen médica involucrada en la estrategia:

- *Modelos anatómicos promediados*: mediante un seguimiento de las imágenes de las primeras fracciones de tratamiento, se crea una estructura promedio a partir de las estructuras de cada fracción. También se utiliza un promedio de los campos vectoriales de deformación (*Deformable Vector Field, DVF*)* de cada uno de los DIR realizados entre las imágenes CBCT de cada fracción con el TC de planificación. Una vez obtenido, se deforma la imagen TC para obtener una imagen promedio con la que seguir el tratamiento.^{12,13}
- *Triggered Adaptation*: una variación anatómica en las imágenes de IGRT activa el protocolo de ART *offline*. La adaptación puede iniciarse solo con la evaluación geométrica de la imagen o con un análisis más detallado mediante un estudio dosimétrico.¹⁴⁻¹⁶
- *Adaptación programada*: en las localizaciones susceptibles de cambios anatómicos se planifica el tratamiento donde ya se considera la posible adaptación de este en determinadas fracciones, evaluando parámetros anatómicos y dosimétricos.¹⁷⁻²¹

2.1.3. Radioterapia guiada por la imagen en ART *offline*

La adquisición de imágenes de posicionamiento del paciente en la sala de tratamiento supone el punto de partida en un proceso de ART *offline*, ya que son las imágenes adquiridas antes de cada fracción las que nos proporcionan la información del estado anatómico del paciente y de los posibles cambios que pueda sufrir en el transcurso del tratamiento.

2.1.3.1. Modalidades

Los tipos de imágenes de IGRT que podemos utilizar para adaptar un tratamiento de radioterapia son las de carácter volumétrico, tanto con energías de kilovoltaje,^{9,22} como de megavoltaje.²³⁻²⁵ Las soluciones comerciales que permiten este tipo de adquisición en los diferentes equipos de radioterapia son:

- CBCT con energía de kV mediante los sistemas *X-Ray Volume Imaging™* (XVI) (Elekta AB,

Stockholm, Suecia), *On-Board Imaging®* (OBI), *Halcyon™ kV Images* y *Ethos™ kV Images* (Varian Medical Systems, Palo Alto CA, EEUU);

- MVBCT del sistema *MVision™* (Siemens Healthineers, Erlangen, Alemania);
- MVCT, esta última, se realiza con el sistema de adquisición de tomografía del equipo de tratamiento de tomoterapia *Tomo-Therapy Inc. HI-ART* (Accuray, Madison WI, EEUU).

Los aspectos principales que hemos de tener en cuenta a la hora de utilizar este tipo de imágenes en un procedimiento de ART son las características tanto geométricas como de calidad de imagen. En función del uso que queramos hacer de ellas, tendremos que conocer las incertidumbres asociadas a su utilización y a la reconstrucción. Estas están fuertemente ligadas al tipo de adquisición de las imágenes y sus características físicas: localización (heterogeneidades), radiación dispersa, artefactos y limitación de la reconstrucción.⁸

Si además, la utilización de la imagen incluye el cálculo de dosis absorbida para evaluar la administración del tratamiento por fracción, se añade el problema de la equivalencia entre las Unidades Hounsfield (*Hounsfield Units, HU*) y la densidad electrónica asociada.²⁶⁻²⁸

Otra limitación es el reducido campo de visión de la imagen, que implica que en determinados casos el contorno exterior y alguna estructura estén incompletos, de forma que complica el uso de la imagen obtenida directamente para la replanificación.²⁹

2.1.3.2. Uso para la evaluación dosimétrica

Nos centraremos en las dos modalidades de imagen 3D de IGRT que hemos comentado anteriormente, imagen de kilovoltage y de megavoltage, y mostraremos de forma global su utilización en los diferentes sistemas comerciales que permiten realizar ART:

- *RayStation* (RaySearch Laboratories, Stockholm, Sweden).³⁰ El sistema permite la importación de las imágenes CBCT y la asignación de una curva de densidad electrónica a cada imagen. Posteriormente, se realiza un registro rígido (RR) seguido de un registro deformable entre el TC de planificación (pTC) y cada uno de las imágenes de CBCT. Estos registros permiten proyectar los contornos a las imágenes de IGRT. Finalmente, se evalúa el tratamiento inicial fracción a fracción mediante deformación y mediante la acumulación de dosis absorbida en el pTC.
- *Velocity™* (Varian Medical Systems).³¹ Utiliza imágenes CBCT para su posterior uso mediante DIR con el pTC. Se deforma el pTC a partir de las imágenes de IGRT. Esto permite calcular el plan de

* Se definirá en el capítulo 4.

tratamiento sobre este nuevo conjunto de imágenes y así evaluar las discrepancias entre el tratamiento planificado y el administrado.

- *Precise ART* (Accuray).³² El sistema hace uso de las imágenes MVCT previamente modificadas mediante el uso de la imagen pTC y la curva de densidad electrónica del pTC obteniendo una nueva imagen modificada (mMVCT). Con esta nueva imagen, se recalcula el patrón de intensidad del tratamiento administrado (sinograma). De esta forma, se evalúa fracción a fracción el tratamiento administrado.
- *MIM maestro®* (MIM Software, Inc., Cleveland, OH, EEUU).³³ Este sistema también utiliza las imágenes de CBCT. Permite tratar las imágenes mediante registro rígido y registro deformable entre pTC y CBCT. Una vez realizados los registros, se proyectan las estructuras y se calcula el tratamiento en cada CBCT. Finalmente, se evalúa el tratamiento fracción a fracción mediante deformación y acumulación de dosis absorbida.
- *Pinnacle* (Philips Radiation Oncology Systems, Fitchburg, WI, EEUU).³⁴ Sistema que se basa en el uso de imágenes TC y CBCT, tanto para registro rígido como para registro deformable. Permite evaluar la dosis absorbida del plan de tratamiento en las imágenes diarias mediante CBCT y decidir si es necesario adaptar el plan de tratamiento. Para el nuevo plan adaptado, permite optimizar teniendo en cuenta la dosis absorbida administrada mediante deformación y acumulación de dosis absorbida.

Un aspecto muy importante en este proceso es el número y tipo de estructuras que utilizamos para esta evaluación dosimétrica. La capacidad para poder delimitarlas con la menor incertidumbre posible en las imágenes de IGRT dependerá de la calidad de estas. Las estructuras se pueden proyectar mediante el registro rígido o DIR entre el pTC y el CBCT, pero siempre deben ser revisadas finalmente por el especialista.

2.1.4. Adquisición de imágenes del nuevo tratamiento adaptado

Una vez se ha decidido iniciar la adquisición de nuevas imágenes, se han de tener en cuenta aspectos fundamentales para facilitar la adaptación del tratamiento y reducir las incertidumbres asociadas al procedimiento en general. La adquisición de un nuevo conjunto de imágenes TC se realizará de modo que se intente cumplir con ciertas condiciones:

- El posicionamiento será igual al posicionamiento inicial (posición, giro de cuello, posición de brazos, etc.). Esto implica utilizar también los mismos soportes de fijación y sistemas de inmovilización.

- Se mantendrá el mismo protocolo de adquisición asociado a la localización (uso de contraste, llenado de vejiga, características de kV y mA del tubo de RX del TC, etc.).
- Para disminuir la variabilidad en la delimitación de estructuras anatómicas, especialmente en estructuras con poco contraste, es importante volver a delimitar los mismos órganos de riesgo evaluados en el tratamiento inicial siguiendo los mismos criterios.

Estas condiciones tienen como principal objetivo mejorar al máximo la calidad del registro de imágenes, tanto del registro rígido como del DIR.

2.1.5. Optimización y evaluación del nuevo tratamiento

Una vez se ha decidido realizar ART, mediante herramientas de registro de imagen, y de deformación y acumulación de dosis absorbida, se evalúa el tratamiento administrado para decidir en qué momento se adapta este y las características (prescripción y límites dosimétricos de los órganos de riesgo) del nuevo tratamiento adaptado. La evaluación se realiza utilizando los algoritmos de registro deformable, ya que mediante estos podemos proyectar las dosis absorbidas calculadas en las nuevas imágenes al pTC y compararla con dosis absorbida inicialmente calculada en el pTC.

El tratamiento adaptado total se compone de la suma de la dosis absorbida administrada más la dosis absorbida del nuevo plan optimizado. Esto significa que la optimización del nuevo plan de tratamiento ha de tener en cuenta la dosis absorbida administrada previamente con el plan inicial y, por tanto, la dosis absorbida de prescripción terapéutica total. Si el volumen de tratamiento ha sufrido modificaciones considerables respecto a la anatomía del plan inicial, se puede dar el caso de encontrarnos con un plan de tratamiento adaptado que cumple las condiciones terapéuticas prescritas inicialmente a costa de tener zonas de dosis absorbida fuera del rango terapéutico por fracción.

2.2. Radioterapia adaptativa *online*

La radioterapia estándar actual, aun con la utilización de la IGRT, no es capaz de tener en cuenta las deformaciones diarias de los volúmenes, ni los movimientos independientes entre los distintos órganos.^{35,36} Para poder corregir estas variaciones, es necesario modificar el plan inicial de tratamiento, surge así la ART *online*.^{4,37-39} Se puede definir como la técnica que utiliza las imágenes de IGRT obtenidas inmediatamente antes de la sesión de tratamiento, adapta los cambios encontrados mediante una replanificación

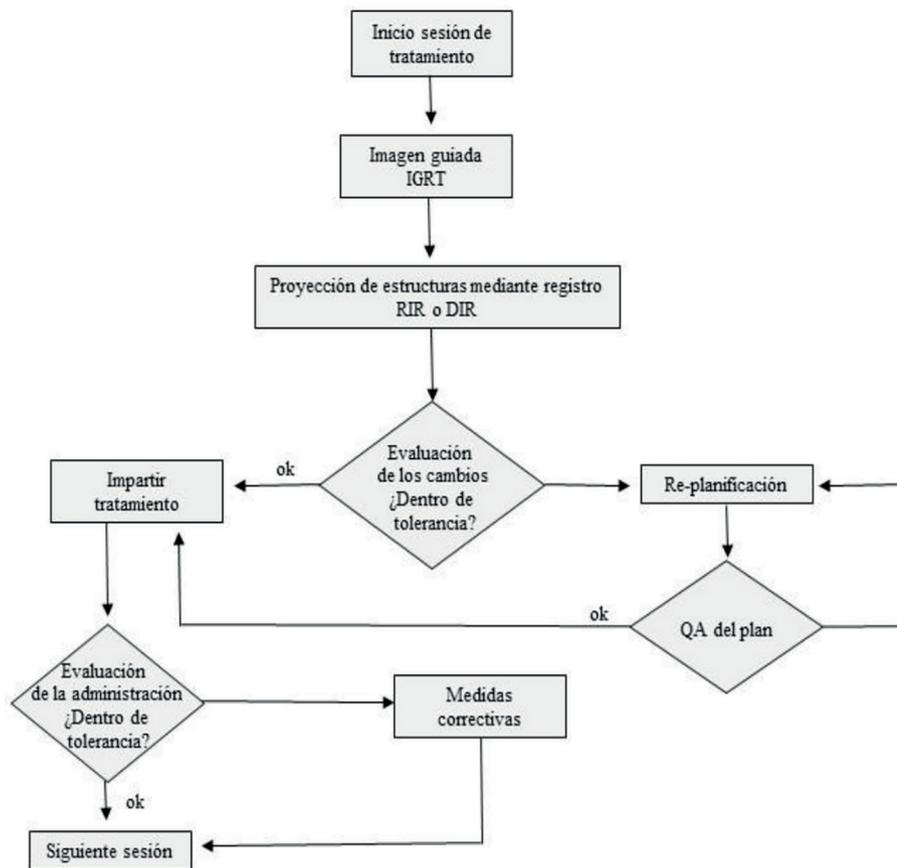


Fig. 2. Esquema de flujo de trabajo en radioterapia adaptativa *online*. En los subapartados de la sección 2.2 se describirán los principales elementos que lo componen.

en tiempo real, e imparte un nuevo tratamiento en el caso de ser necesario. Permite corregir tanto variaciones sistemáticas, como cambios anatómicos diarios y adaptar los márgenes para el PTV y PRV a cada sesión, de forma individualizada. Para poder llevarla a cabo, es necesario un flujo de trabajo (véase la fig. 2) con una serie de elementos con características particulares adaptadas al proceso y con el objetivo común de acortar el tiempo total: sistemas de imagen guiada, algoritmos de DIR, para la adaptación de los volúmenes iniciales y redelimitación de volúmenes; replanificación y verificación del tratamiento con el paciente en la sala; de manera que, es imprescindible que todo este proceso sea compatible con la espera del paciente inmovilizado en la unidad.

2.2.1. Radioterapia guiada por la imagen en ART *online*

Dado que se han detallado los diferentes sistemas de IGRT utilizados para la ART *offline* en el apartado 2.1.3.1., en esta sección se va a centrar en la imagen guiada por imagen RM que se integra en algunos

modelos de aceleradores. Esta técnica tiene un excelente contraste en tejidos blandos,^{40,41} obteniendo buenos resultados al aplicar algoritmos de registro deformable, incluyendo deformaciones y cambios relativos de posición entre órganos. Conviene señalar que esta técnica no supone una fuente de irradiación adicional para el paciente. Además, ofrece la posibilidad de obtener secuencias de imágenes funcionales de RM mediante el uso de biomarcadores como DWI (*Diffusion weighted imaging*),⁴² lo que permite realizar una adaptación biológica que complementa a la geométrica.

Tradicionalmente, la imagen RM se ha usado corregistrada con la imagen TC, lo que introduce una incertidumbre que varía entre 0.5 y 3.5 mm.⁴³ En los últimos años, se ha planteado su uso como modalidad única, sin embargo, la imagen, al no contener información de la densidad electrónica de los tejidos, no se puede usar directamente para el cálculo de dosis absorbida en radioterapia, y es necesaria la obtención de un TC "virtual", conocido como pseudo-TC (psTC), TC-sintético o TC-sustituto (sTC).⁴³ Para obtenerlo, se han utilizado diferentes métodos, entre ellos: método de densidad aparente (*Bulk Density Method, BDM*),

método basado en atlas (*Atlas Based Method*, ABM) y método basado en vóxeles (*Voxel Method Based*, VMB).

El método de densidad aparente más sencillo consiste en asignar una sola densidad a todo el volumen,^{44,45} lo que puede conducir a grandes discrepancias en el cálculo de dosis absorbida respecto a un TC heterogéneo (> 2%), algunos autores sugieren que este límite (2%) podría ser clínicamente aceptable.⁴⁶ Para mejorar el método, se puede segmentar la imagen en aire, hueso y tejido blando.^{47,48} En resonancia convencional, es difícil distinguir el hueso cortical del aire, en sistemas en los que se dispone imagen de TC se puede delimitar automáticamente el hueso previamente y registrar ambas imágenes para transferir los contornos. Si el sistema es únicamente con resonancia, la delimitación manual es muy costosa en tiempo, y lo hace poco apropiado para la adaptación *online*.

El método basado en atlas utiliza normalmente una única secuencia estándar de imagen RM.⁴⁹ Puede usar un único par TC-imagen RM corregido como atlas, o bien, un promedio de un conjunto de pares de imágenes.⁵⁰ En este último caso, la imagen RM obtenida se registra con la imagen RM promedio, la deformación se aplica a la imagen TC promedio para obtener el psTC. De la misma forma se pueden proyectar los contornos de la imagen RM al psTC. Para mejorar el método se pueden aplicar técnicas de reconocimiento de patrones.⁵¹ Su limitación principal son los pacientes con una anatomía “no estándar”.

El método basado en vóxel puede utilizar la imagen RM estándar, como las potenciadas en T1 o T2, secuencias especializadas, como *ultra-short echo time* UTE que a mayores permite visualizar hueso cortical, o bien una combinación de ambas.^{52,53} Dicho método, consiste en crear un psTC usando la intensidad de los vóxeles de la imagen RM, a partir de modelos obtenidos de imágenes TC-RM registradas donde se relacionan valores de intensidad de vóxel con número TC. Con este método, el psTC que se obtiene es de alta calidad, aunque si se usan secuencias especializadas, el tiempo necesario para llevarlo a cabo puede aumentar. Con este método y el anterior, se puede conseguir menos del 1% de diferencia entre el cálculo TC-psTC y de 1 mm en el posicionamiento con psTC.

El cálculo de dosis absorbida necesita tener en cuenta la interacción de los campos magnéticos con los electrones secundarios (fuerza de Lorenz), que hace que la trayectoria de los electrones se curve (efecto ERE: efecto de regreso de los electrones), dando lugar a la aparición de sobredosisificaciones principalmente en las interfaces tejido-aire, por lo que son necesarios planificadores con algoritmos Monte Carlo.⁵⁴

Los sistemas comercializados actualmente son *MRIdian®* y *MRIdian® linac* (ViewRay Technologies, Inc, Ohio, USA) y *Elekta Unity* (Elekta).

El sistema *MRIdian® linac* está formado por un equipo de resonancia magnética de 0.35 T, integrado con un acelerador lineal de 6 MV sin filtro aplanador con doble colimador multilamina con bancadas desplazadas la mitad de la anchura de la lámina, para reducir la transmisión del sistema MLC, mejorar y agilizar la conformación del haz sin la necesidad de mandíbulas adicionales.⁵⁵ La mesa se puede desplazar en las 3 direcciones cartesianas, lo que permite corregir los errores de posicionamiento mediante desplazamiento de esta. El sistema *MRIdian®* es un modelo similar, pero utiliza fuentes de cobalto en lugar de un acelerador.⁵⁶ Se pueden adquirir imágenes volumétricas de RM con un FOV máximo de 50 cm e imágenes planares sagitales en modo cine de forma continua mientras se irradia, permitiendo tratamientos de *gating* respiratorio. En estos casos, el haz detiene la irradiación si se exceden las tolerancias previamente fijadas para un contorno en las imágenes en tiempo real adquiridas.⁵⁷ El sistema dispone de un planificador compatible con una adaptación *online*, con autodelimitación, cálculos Monte Carlo para 3D conformada o radioterapia de intensidad modulada (*Intensity-modulated radiotherapy*, IMRT), en menos de 30 segundos. Una desventaja es que el campo magnético es relativamente débil, lo que disminuye la relación señal-ruido con tiempos de relajación más cortos, aunque, por otro lado, mejora la distorsión presente en la imagen, presenta menos efectos debido al calor y se producen menos perturbaciones de la distribución de dosis absorbida, especialmente en la superficie. El tiempo total medio para la adaptación del plan para tratamientos abdominopélvicos es de 26 minutos.⁵⁸

El sistema *Elekta Unity* consiste en una resonancia de 1.5 T integrada con un acelerador de 7 MV sin filtro aplanador con sistema de colimación multilamina en un anillo.^{59,60} Actualmente, este diseño no permite desplazamientos de mesa una vez colocado el paciente, para compensarlo se ha desarrollado una estrategia denominada “*Virtual Couch Shift*”, que se explica brevemente en la sección 2.2.5.2. Al igual que el sistema anterior, se pueden obtener imágenes volumétricas, también permite una monitorización en tiempo real del tratamiento mediante la adquisición de imágenes en modo cine mientras se irradia, que puede ser usada tanto para obtener la dosis absorbida acumulada total,⁶¹ como para replanificar en tiempo real.⁶² Dispone de un planificador GPU-Monte Carlo que permite IMRT.⁶³ El tiempo medio para el proceso *online*, incluyendo adquisición de imágenes, delimitación de contornos y planificación es de unos 25 minutos.⁶⁴

Los pasos a tener en cuenta en el flujo de trabajo en el caso de RM-IGRT serían similares al esquema inicial (véase la tabla 1), teniendo en cuenta las características particulares de la técnica.^{55,64} En la tabla se

Tabla 1. Flujo de trabajo para la radioterapia adaptativa *online* en un equipo de imagen RM integrado en un acelerador.

Acción	Realizada por
Adquisición de las imágenes de TC y RM para definición de volúmenes y asignación de HU	Técnico de radioterapia
Diseño del plan de tratamiento inicial	Radiofísico
Control de calidad del plan con maniquí y cálculo independiente	Radiofísico
Colocación del paciente y adquisición de imágenes de RM en la sala de tratamiento	Técnico de radioterapia
Proyección de las estructuras y HU del TC original a las imágenes de RM mediante registro deformable y generación del TC "virtual"	Técnico de radioterapia
Evaluación de las estructuras y modificación en caso de ser necesario	Oncólogo radioterápico
Evaluación de la readaptación del tratamiento	Oncólogo radioterápico
Reoptimización del plan de tratamiento	Radiofísico
Evaluación de estructuras críticas	Oncólogo radioterápico
Control de calidad del plan con cálculo independiente	Radiofísico
Adquisición de una nueva serie de imágenes de RM y evaluación de los posibles movimientos del paciente	Técnico de radioterapia
Administración del tratamiento	Técnico de radioterapia

ha añadido en cada acción un responsable adaptando la propuesta de Lamb *et al.*⁶⁵

En la actualidad, está disponible un nuevo acelerador especializado en radioterapia adaptativa *online Ethos™ Therapy* (Varian Medical System, Inc). Dispone de una única energía de 6 MV sin filtro aplanador, y un sistema de doble colimación multilámina. Tiene integrado un sistema de imagen de kV CBCT, denominado iCBCT, que permite adquisiciones de hasta 38.5 cm de longitud y utiliza un algoritmo de reconstrucción iterativo, que mejora la calidad de ima-

gen y la consistencia de los números TC necesaria para el cálculo de dosis absorbida. Permite una segmentación automática de contornos, guiada por un algoritmo basado en inteligencia artificial mediante redes neuronales convolucionales estáticas, donde la entrada es la imagen de iCBCT, y la salida es la imagen segmentada. Para la creación del plan adaptado, utiliza un algoritmo de optimización denominado *Intelligent Optimization Engine*, que permite una automatización del proceso y que es válido para IMRT y VMAT. El control de calidad del nuevo plan se realiza con la aplicación *Mobius* (Mobius Medical System, Houston, TX, EEUU), incluida de forma integrada. El tiempo total de todo el proceso es de unos 15 minutos.⁶⁶

2.2.2. Nueva delimitación de estructuras críticas mediante DIR

La imagen obtenida con el paciente en la mesa de tratamiento se registra con la imagen previa, usando algoritmos de registro deformable, obteniéndose un campo vectorial de deformación, que se aplica a los contornos de las estructuras de planificación originales para obtener nuevas estructuras "deformadas". Si los algoritmos de registro deformable no están disponibles, se pueden usar algoritmos de registro rígido, aunque sería necesario modificar manualmente algunos contornos, lo que conduce a un aumento del tiempo total del proceso.⁶⁷ Es importante destacar que la delimitación de estructuras es la parte del flujo de trabajo sujeto a más incertidumbres.⁶⁸

En los equipos con resonancia integrada, además de proyectar las estructuras es necesario crear un TC "virtual", como se explicó anteriormente, a partir de la densidad electrónica del TC original, si se quiere realizar el cálculo en la imagen de RM directamente. En el acelerador *Elekta Unity*, se definen 2 flujos de trabajo: ATP (adaptar a posición) y ATS (adaptar a forma). En el primer caso, la posición del isocentro se modifica en el TC de planificación tras un registro rígido con la imagen de RM adquirida en la sala de tratamiento; la replanificación, de esta forma, se realiza sobre el TC con las estructuras originales. Para el segundo flujo, se realiza un registro deformable entre ambas imágenes, proyectando los contornos del TC a las imágenes de RM; a cada contorno se le asigna la densidad electrónica promedio del TC, obteniendo un TC "virtual" y posteriormente, el plan es recalculado o reoptimizado sobre las imágenes de RM.⁶⁹ El acelerador *MRI-dian®* también permite un registro rígido y deformable, utilizándose éste último, de la misma forma, para proyectar contornos desde el TC original. El TC "virtual" se puede obtener asignando manualmente las densidades electrónicas o utilizando 6 densidades predefinidas para distintos tipos de tejido.⁵⁵

2.2.3. Evaluación de los cambios

Los criterios para decidir si es necesaria o no, la adaptación de un plan, deben estar fijados previamente, debido tanto a la necesidad de acortar el tiempo como a la optimización de recursos humanos que intervienen en el proceso.⁴ Los criterios se pueden establecer para los órganos de riesgo, de esta forma se adapta el plan si se superan los límites de dosis absorbida para órganos de riesgo críticos,⁶⁷ en base a una cobertura mínima a los volúmenes de tratamiento, o tener en cuenta ambos.

2.2.4. Adaptación del plan de tratamiento

Se pueden aplicar diferentes estrategias para la adaptación del plan de tratamiento:

2.2.4.1. Librería de planes (Ldp)

Esta técnica se aplica fundamentalmente cuando existen cambios anatómicos diarios de tipo aleatorio en la localización y tamaño de los volúmenes de tratamiento u órganos de riesgo (por ejemplo, llenado de vejiga y recto, cambios intestinales, etc.) como en el caso de braquiterapia y radioterapia externa de pelvis,^{70,71} siendo el más típico el tratamiento de vejiga. Para cada paciente están disponibles previamente varios planes, normalmente entre 3 y 6, y cada día se elige el plan que más se asemeje a la situación actual del paciente. Esta técnica, requiere en promedio de 5 a 12 minutos adicionales para el tratamiento.⁷⁰ Existen diferentes métodos para su obtención: desplazamiento de contornos; delimitación de estructuras en varias series de imágenes de planificación, que se utiliza en el caso de tener órganos con deformación, por ejemplo, vejiga llena-vacía e interpolación de situaciones intermedias.⁷² Como alternativa para pacientes con cáncer de vejiga,⁷³ se pueden adquirir 3 series de imágenes tras el vaciado de la vejiga en los minutos 0, 15, 30, realizando 3 planes alternativos. De forma similar se pueden utilizar 3 o 4 planes de tratamiento con la vejiga en distintas condiciones de llenado.⁷⁴ Otra posibilidad para crear los planes es utilizar las imágenes de la primera semana de la imagen guiada, normalmente CBCT, durante la cual el paciente se trata con un plan convencional. Posteriormente, cada día de tratamiento se elige, en base a la imagen guiada, el plan óptimo que mejor se adapte.^{75,76}

No es una técnica que se pueda aplicar a todos los pacientes y algunas veces no hay ningún plan que se pueda considerar “óptimo” para el día de tratamiento. En estos casos se trata al paciente con el plan convencional.^{72,73,75}

2.2.4.2. Replanificación y reoptimización

La forma más directa es volver a optimizar y calcular en los nuevos volúmenes. Para reducir los tiempos, se han diseñado algunas soluciones alternativas:

- Adaptación de aperturas (*Segment Aperture Morphing*, SAM) y pesos (*Segment Weight Optimization*, SWO).^{77,78} El algoritmo SAM utiliza la relación entre los contornos de planificación y los obtenidos en la imagen guiada a través de la perspectiva del haz (*Beam Eye View*, BEV), para modificar la posición de las láminas para cada ángulo y segmento de planificación. SWO es una herramienta que modifica los pesos de los segmentos para alcanzar el plan óptimo, basado en los objetivos definidos por el usuario, utilizando la distribución de dosis absorbida original, por lo que la optimización es mucho más rápida, alrededor de 1 minuto, con unos tiempos totales para el procedimiento completo de unos 6-10 minutos para próstata. Presenta algunas limitaciones, debido a que la deformación 3D se proyecta a BEV bidimensionales, y además no es adecuado para grandes deformaciones ni movimientos independientes de múltiples estructuras. Estos algoritmos se usan en algunos de los métodos de optimización de los equipos RM-*linac*. Para el equipo *Elekta Unity*, están disponibles 7 modelos de optimización agrupados en 4 estrategias en función del nivel creciente de complejidad de ART: utilizar los segmentos originales, adaptar los segmentos por SAM, optimizar los pesos desde segmentos o fluencia y, por último, optimizar pesos y formas desde segmentos o fluencia.⁶⁹ Para el equipo *MRIdian*, están disponibles a su vez distintos algoritmos de optimización: utilización de segmentos originales, optimización de pesos desde segmentos, reoptimización de fluencia usando los objetivos originales y reoptimización completa con nuevos objetivos. El cálculo se puede realizar sobre el TC de planificación o sobre las imágenes de RM.
- Desplazamiento virtual de la mesa (“*Virtual Couch Shift*”).⁷⁹ este método consiste en trasladar y rotar la distribución de dosis absorbida original para compensar los cambios anatómicos encontrados y generar un nuevo plan de tratamiento sin mover la mesa. Esta herramienta está implementada en el acelerador con resonancia integrada *Elekta Unity*.
- Secuenciador adaptativo (ASEP):⁶² es un algoritmo de optimización iterativo para realizar la adaptación en tiempo real. Parte de una optimización inicial ideal, correspondiente a la dosis absorbida de prescripción. En cada iteración se crean segmentos según las imágenes de RM adquiridas en tiempo real en el acelerador *Elekta Unity*, se calcula la dosis absorbida de estos segmentos y se sustrae

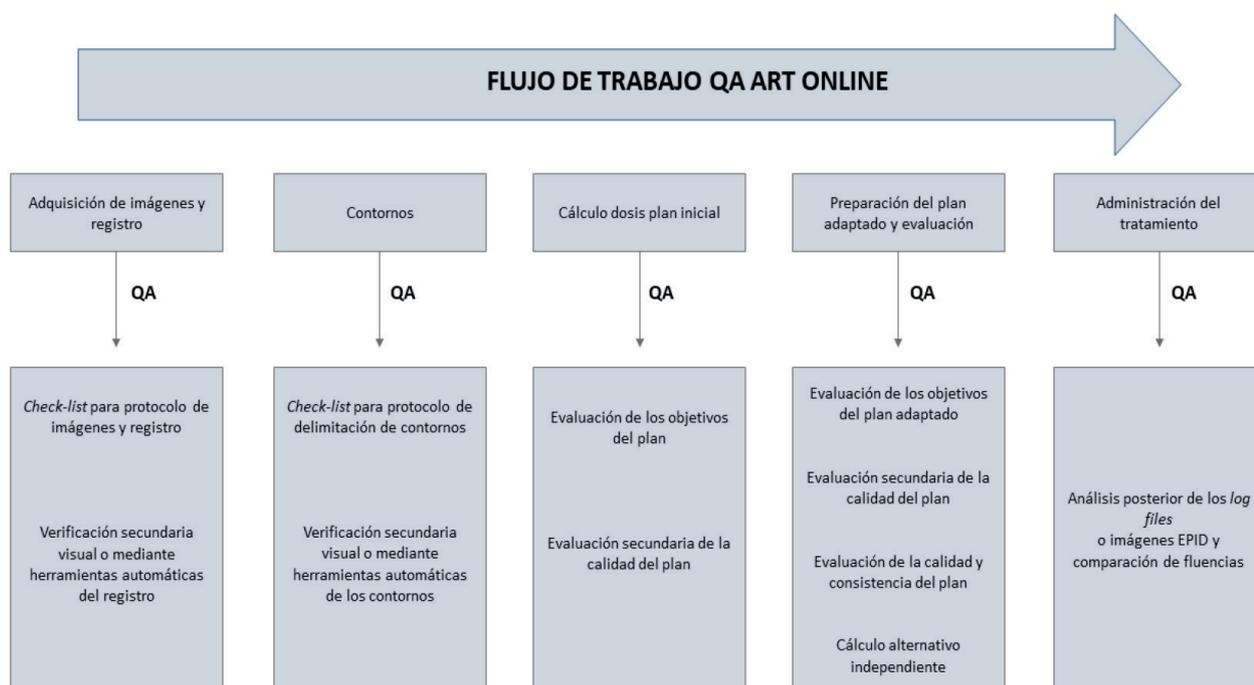


Fig. 3. Esquema general para control de calidad en radioterapia adaptativa *online*.

de la distribución ideal. En el siguiente paso, esta dosis absorbida actualizada sirve como punto de partida para la siguiente iteración. Este proceso se repite hasta la convergencia entre la dosis absorbida administrada y la prescrita.

- Herramientas de planes basados en el conocimiento como *RapidPlan*TM (Varian Medical Systems).⁸⁰ Esta herramienta utiliza una biblioteca de planes de instituciones de referencia para obtener un modelo de estimación del DVH, que aplica al plan del paciente para generar de forma automática los objetivos y los pesos del plan de forma iterativa, obteniendo un plan “óptimo”.
- Herramientas que permiten el diseño y optimización de forma automática como *Auto-planning de Pinnacle*.⁸¹ Dicha herramienta parte de un plan que únicamente necesita las incidencias de los haces, la dosis para los volúmenes de prescripción y los objetivos para los órganos de riesgo. El optimizador automáticamente crea estructuras auxiliares con sus propios objetivos y pesos para conseguir lo requerido en volúmenes de prescripción y la mínima dosis a los órganos de riesgo. El planificador también permite combinar esta herramienta con la creación de protocolos por patologías, de forma que el diseño y optimización son totalmente automáticos. Li *et al.*⁸² utilizan un método completamente automático para hacer la adaptación *online*, utilizando *Pinnacle* mediante un código integrado en el planificador.

En radioterapia adaptativa *online* la técnica usada, el uso de técnicas IMRT o VMAT, está condicionada por los tiempos de cálculo y tratamiento. El plan original se toma como referencia o punto de partida, conservando el isocentro, los ángulos y los objetivos para la optimización.⁸³

El tiempo de cálculo para el nuevo plan de tratamiento puede ser elevado, pero se puede acelerar el cálculo utilizando una arquitectura en paralelo, con un *cluster* de unidades de procesamiento central (CPU), soluciones basadas en la nube⁸⁴ o la optimización y cálculo en la unidad de procesamiento gráfico (GPU). Men *et al.*⁸⁵⁻⁸⁷ utilizan un algoritmo DAO (*Direct Aperture Optimization*) en la GPU, obteniendo planes con técnica IMRT en menos de 3 segundos.

2.2.5. Control de calidad

En el caso de radioterapia adaptativa *online*, las características asociadas a esta técnica hacen que el control de calidad deba ser aún más riguroso que en la radioterapia estándar en cada uno de los pasos. Un esquema general de un posible flujo de trabajo, tomando como base el trabajo de Cai *et al.*⁸⁸ se indica en la fig. 3.

Peng *et al.*⁸⁹ han desarrollado un procedimiento de control de calidad para la replanificación en radioterapia adaptativa *online* que consta de 4 pasos: (1) Verificación del tratamiento original mediante medidas

experimentales con maniquí, este paso se realiza previamente en otro momento en la unidad; (2) Cálculo alternativo independiente del plan calculado para el tratamiento adaptado obtenido; (3) Verificación de la transferencia del plan usando un *software* propio que compara los parámetros del plan en el planificador con los transferidos a la máquina y (4) validación de los parámetros impartidos del tratamiento utilizando un *software* propio y los *log files* del acelerador. Únicamente los pasos 2 y 3 se realizan de forma online, los pasos 1 y 4 se realizan de forma *offline* al procedimiento.

En la adaptación *online*, el control de calidad independiente para el plan específico del paciente se realiza con el paciente en la mesa de tratamiento de la unidad, por lo que los sistemas convencionales de verificación con maniquí no son válidos. Además, hay que considerar el factor tiempo, necesitando sistemas mucho más rápidos que en radioterapia convencional.⁸⁸ No existe todavía consenso en la comunidad científica, ni recomendaciones acerca de cómo debe ser la verificación pre-tratamiento, algunas opciones aceptadas son:

- Sistemas de verificación mediante un segundo cálculo alternativo: *Mobius3D* (Mobius Medical System). El sistema recibe como entrada los archivos DICOM provenientes del planificador (plan, dosis absorbida, estructuras, imágenes) y realiza un cálculo independiente utilizando un algoritmo *collapsed-cone* convolución-superposición con tiempo de cálculo acelerado por GPU.⁹⁰ El sistema *Mobius FX* permite analizar los ficheros con la información del posicionamiento del colimador multilámina, denominados *log files*, provenientes del acelerador, para realizar un segundo cálculo independiente por cada sesión de tratamiento del paciente.⁹¹
- Otros sistemas de cálculo independiente son: *DIAMOND®* (PTW Freiburg GmbH), que realiza un segundo cálculo alternativo, que puede tener en cuenta heterogeneidades;⁹² *ImSure QA™* (Standard Imaging Inc., Middleton, WI, EEUU), dispone de un algoritmo de cálculo basado en el método de las 3 fuentes virtuales de fluencia;⁹³ *MUCheck* (Oncology Data Systems Inc, Oklahoma, EEUU) y *RadCalc®* (Lifeline Software Inc., Tyler, TX, EEUU).⁹⁴
- Sistemas que utilizan una cámara de ionización de transmisión que analizan la salida del haz en tiempo real, como el sistema *Dolphin & COMPASS* (IBA, Bélgica), permitiendo realizar un cálculo independiente utilizando un algoritmo de convolución-superposición, con dos opciones: sin medidas a partir de la fluencia importada del sistema de planificación, o experimental con la fluencia medida con la cámara.⁹⁵

- Otra opción para QA *online* son los sistemas de verificación *in-vivo* como *PerFRACTION™* (Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL, EEUU) o *ADAPTIVO™* (Standard Imaging, Middleton, WI, EEUU). *PerFRACTION™*⁹⁶ permite realizar verificaciones *offline* pretratamiento y verificaciones *online* en cada sesión de tratamiento, tanto 2D como 3D, utilizando las imágenes obtenidas con el sistema portal y/o los *log files* del acelerador. Permite calcular tanto en la imagen de planificación como en la imagen de CBCT adquirida en la unidad. Dispone de un algoritmo *collapsed-cone* convolución-superposición con tiempo de cálculo acelerado por GPU para el cálculo independiente de dosis absorbida. *ADAPTIVO™* permite realizar verificaciones pretratamiento y verificación *in-vivo* mediante el uso de las imágenes obtenidas con el sistema portal. Realiza el cálculo diario de dosis a partir de las imágenes CBCT adquiridas en la unidad, utilizando algoritmos de registro deformable para propagación de contornos; también permite la obtención de la dosis acumulada.

3. Aplicación a la práctica clínica

En este apartado se hace una revisión de la aplicación clínica de ART para diferentes localizaciones anatómicas. En él se exponen las causas de las discrepancias entre la dosis absorbida planificada y la dosis absorbida real recibida, las posibles soluciones que la ART aporta y las ventajas dosimétricas que supone su aplicación.

3.1. Tumores de cabeza y cuello

3.1.1. Cambios anatómicos

En los pacientes con tumores de cabeza y cuello los cambios anatómicos más frecuentes que se producen a lo largo del tratamiento son la pérdida de masa corporal, la regresión y deformación del volumen de tratamiento y la reducción de volumen y el desplazamiento medial de las parótidas.⁹⁷

En cuanto a la pérdida de peso, se describen variaciones importantes: del 8-10% en promedio, oscilando entre el 3% y el 15%.⁹⁸⁻¹⁰⁰ Para los volúmenes de tumor macroscópico (GTV) existe una gran disparidad entre los resultados publicados: desde disminuciones muy pequeñas del GTV al final del tratamiento hasta reducciones del 60-70%, en promedio el 30%.^{97,101-103} Respecto a las parótidas, se reporta una pérdida considerable de volumen: en Castadot *et al.*¹⁰¹ se describe una reducción aproximada del 1%

por día de tratamiento; Brouwer *et al.*⁹⁸ hallaron una disminución entre el 14% y el 42% (promedio: $26 \pm 11\%$) y Veresezan *et al.*¹⁰² entre el 26% y el 30%. También se describe un desplazamiento lateral medial del orden de 1-3 mm.⁹⁹ Otros OAR como la médula espinal o el tronco cerebral no varían de volumen, pero si puede modificar, en presencia de pérdidas de peso importantes, su posición relativa al contorno externo.

Existe controversia en cuanto al momento en que se producen los mayores cambios. Veresezan *et al.*¹⁰² recogieron en su revisión publicaciones que sitúan las variaciones del CTV en la parte inicial del tratamiento y las de los OAR en la final, mientras que otros autores hallan resultados opuestos.

3.1.2. Cambios dosimétricos

En cuanto al detrimento en la dosis absorbida recibida por los volúmenes de tratamiento, se describen desde variaciones pequeñas (menores del 1-2%) en el valor de $D_{2\%}$ y $D_{95\%}$ del PTV, hasta reducciones del orden de 2 Gy en el $D_{95\%}$ del GTV.⁹⁷ La mayoría de publicaciones refieren un incremento de dosis absorbida en las parótidas mayor que en el resto de OAR siendo la dosis absorbida administrada superior a la planificada en aproximadamente 2-3 Gy,^{97,98} pero existen grandes variaciones entre los estudios, siendo el máximo de los valores reportados del orden de 10 Gy.¹⁰⁴ Respecto a la médula espinal, las variaciones referidas son pequeñas: Castelli *et al.*⁹⁷ encontraron incrementos de dosis absorbida menores de 2 Gy; Noble *et al.*¹⁰⁰ obtuvieron una diferencia media absoluta entre el valor de $D_{2\%}$ planificado y administrado de 0.9 Gy (0.76-1.04), incluso ante variaciones anatómicas importantes (pérdida de peso: 6.8 kg; disminución del diámetro lateral de 13 mm).

3.1.3. Aplicación de ART

Dado que los cambios que se producen durante el tratamiento en cabeza y cuello ocurren de forma gradual, es esperable que las estrategias de adaptación sean *offline*.

3.1.4. Momento de la replanificación

El número de replanificaciones van desde 1 hasta 6 (para el 74% y 10% de los autores respectivamente), llevadas a cabo mayoritariamente en la semana 3 o 4.⁹⁷ Huang *et al.*,²⁰ adquiriendo TC semanales, hallaron que 2 replanificaciones en las semanas 1 y 3 son adecuadas, en relación a cambios dosimétricos significativos tanto en volúmenes de tratamiento como OAR. En un

estudio prospectivo con 110 pacientes, Brown *et al.*¹⁰⁵ encontraron que los pacientes con cáncer de nasofaringe y orofaringe se benefician de una nueva planificación a principios de la semana 3 y 4, respectivamente. Zhang *et al.*¹⁰⁶ reportaron que con 3 replanificaciones en las semanas 1, 2 y 5, la dosis absorbida a las parótidas disminuye en 3.1 Gy (siendo el beneficio mayor de 5 Gy para el 31% de los pacientes), e incrementa ligeramente la cobertura al CTV. Hvid *et al.*,¹⁰⁷ en un análisis retrospectivo para 153 pacientes, de los cuales a 93 de ellos se les realizó un TC a mitad del tratamiento y para los 60 restantes se adquirió un CBCT diario, hallaron que adquirir un TC a mitad del tratamiento ni mejora la cobertura ni la preservación de los OAR, respecto a un protocolo de IGRT con un CBCT diario. Veresezan *et al.*¹⁰² tras analizar las controversias en la literatura, estimaron como óptimo el realizar un nuevo TC entre las semanas 3 o 4 de tratamiento.

3.1.5. Criterio de selección de pacientes potencialmente beneficiarios de ART

Dada la disparidad de resultados en cuanto al momento idóneo para la replanificación tiene sentido plantear que esta necesidad es dependiente del paciente¹⁰⁸ y que por tanto tiene interés definir a priori qué pacientes se beneficiarán de ART.

Brouwer *et al.*⁹⁸ plantearon que, puesto que las variaciones dosimétricas mayores se dan en los OAR, era esperable que la adaptación del tratamiento produjera mayor beneficio monitorizando la dosis absorbida en estos volúmenes. Entre todos los factores estudiados, la mayor correlación hallada es entre la dosis absorbida media planificada inicial para la parótida y su pérdida de volumen. En un estudio posterior con 116 pacientes concluyeron que la dosis absorbida media planificada en la parótida (> 22.2 Gy) era el único parámetro significativo correlacionado con una variación relevante de dosis absorbida (> 3 Gy).¹⁰⁹ Brown *et al.*¹¹⁰ categorizaron a los pacientes con arreglo a su probabilidad de requerir ART, encontrando que aquellos pacientes con estadios N2-3, peso mayor de 100 kg y GTVn de mayor tamaño tenían más del 80% de probabilidad de necesitar ART. Veresezan *et al.*¹⁰² propusieron un criterio para la selección de pacientes para ART: aquellos con una pérdida de peso mayor del 5% o una reducción del diámetro del cuello mayor del 10% deberían ser sometidos a una nueva planificación.

3.1.6. Estrategias ART simplificadas

Vickress *et al.*¹¹¹ estudiaron un método que permitía una adaptación online, proyectando los contornos

a los CBCT diarios mediante registro deformado de los mismos con el TC de planificación, y volcando la dosis absorbida planificada en el CBCT mediante registro rígido. Encontraron que una disminución de $D_{95\%}$ del PTV o un aumento de la dosis absorbida media de las parótidas por encima de 26 Gy era un indicador adecuado de la necesidad de ART. Piron *et al.*¹¹² establecieron niveles de acción basados en comparar las imágenes EPID sucesivas con las del primer día de tratamiento. En el estudio mencionado se evaluó el valor medio del índice gamma, $\langle\gamma\rangle$, su desviación estándar, y el 1% de los valores mayores de γ , y se utilizaron para definir categorías y hallar los umbrales que indicaban desviaciones dosimétricas no aceptables. Encontraron que $\langle\gamma\rangle$ mayor de 0.42 era un buen indicador de qué desviaciones anatómicas iban a tener un impacto dosimétrico relevante. Zhang *et al.*¹⁰⁶ desarrollaron un proceso automático que utilizaba los CBCT diarios para valorar diferencias anatómicas y geométricas eligiendo el CBCT de la primera sesión como referencia mediante registro rígido. Utilizaron un coeficiente de correlación tridimensional para evaluar las desviaciones geométricas (Pearson del CTV < 0.75) y un umbral de diferencia de dosis absorbida entre valores significativos del histograma dosis-volumen ($Dif > 5\%$, $D_{95\%}$, $D_{90\%}$, $D_{10\%}$, $D_{5\%}$) para determinar la indicación de ART.

3.1.7. Beneficios dosimétricos de ART en cabeza y cuello

A nuestro conocimiento la última revisión publicada sobre beneficios dosimétricos de ART en cabeza y cuello es la de Castelli *et al.*⁹⁷ En general los resultados de las publicaciones posteriores están en concordancia con esta revisión aunque es difícil sintetizar dada la heterogeneidad de los estudios. Se puede afirmar que: la ganancia en la dosis absorbida a las parótidas es generalizada, alrededor de -4 Gy; para la médula espinal se describen reducciones desde 0.1 hasta 6 Gy; en los volúmenes de tratamiento se puede hablar de una mejora en la homogeneidad y de un incremento de $D_{95\%}$ del PTV de 2 Gy.

La conclusión más extendida para la mayoría de los autores es que son necesarios estudios prospectivos con un número suficiente de pacientes para poder establecer el uso en rutina de ART en pacientes con tumores de cabeza y cuello.^{97,98,102,110,113} Los estudios aleatorizados en fase III que están en marcha permitirán obtener conclusiones definitivas en cuanto a tolerabilidad, eficacia y supervivencia de la aplicación de ART en cabeza y cuello.¹¹⁴

3.2. Cáncer de pulmón

3.2.1. Cambios anatómicos

En el cáncer de pulmón, durante el tratamiento se producen una regresión del tumor, su desplazamiento y/o su deformación, la aparición o resolución de derrame pleural y atelectasia. En promedio, la regresión del volumen tumoral hacia la mitad del tratamiento se ha cuantificado en aproximadamente el 30%, y en el 45% hacia el final del mismo,¹¹⁵ con un rango que varía entre 0.6% y 2.4% por día.¹¹ La variación en las vías aéreas puede ocasionar movimientos relativos entre el tumor primario y los ganglios de 2.5 mm (tanto Σ como σ^\dagger).¹¹

3.2.2. Aplicación de ART

Kavanaugh *et al.*¹¹⁵ describieron estrategias de ART en cáncer de pulmón según el propósito de partida recogiendo algunos estudios que ya aportan resultados clínicos.

3.2.2.1. ART para el mantenimiento de la dosis absorbida prescrita

Este enfoque se implementa para paliar el efecto de la aparición de derrame pleural, modificación en la atelectasia o deformación del tumor. Tvilum *et al.*¹¹⁶ presentaron los resultados de ART aplicada a 54 pacientes guiados con CBCT diario en el que se evaluaban, en la unidad de tratamiento, distintas referencias geométricas en tejido blando (tumor, ganglios, etc.). Al exceder 3 días consecutivos las tolerancias establecidas, se valoraba el beneficio de adquirir un nuevo TC y elaborar un nuevo plan con márgenes reducidos respecto al plan original, resultando 12 el número de pacientes con planes adaptados. Esta estrategia se comparaba con un grupo de control de 55 pacientes guiados por estructuras óseas y sin adaptar hallándose un incremento del control local sin aumento de la toxicidad. Møller *et al.*¹⁴ aplicaron la misma estrategia a 233 pacientes, realizando 79 adaptaciones y hallando que resulta una disminución de la dosis absorbida al pulmón. El criterio utilizado identificó correctamente el 98% de los pacientes que requerían ART con un 20% de falsos positivos.

3.2.2.2. ART para mejorar la dosis absorbida en el tejido sano

Esta estrategia trata de aprovechar la ventaja geométrica de la regresión del tumor para tratar un

† Σ : incertidumbres sistemáticas; σ : incertidumbres aleatorias.

volumen menor, reduciendo la dosis absorbida a los tejidos sanos. Ramella *et al.*¹⁵ presentaron los resultados del ensayo prospectivo LARTIA (217 pacientes) con el objetivo principal de reducir la toxicidad. Se realizaba un TC semanal evaluando si existía o no regresión y en caso afirmativo si esta era relevante o no; hallaron que 50 pacientes tuvieron que ser replanificados y obtuvieron en promedio un volumen de CTV replanificado de 90.7 cm³ frente a los 154.9 cm³ iniciales. Existe un interés creciente por el uso del PET también para adaptar, Xiao *et al.*¹¹⁷ valoraron el beneficio que supone el crear un plan adaptado obtenido a partir de un PET-TC hacia el final del tratamiento. Compararon los HDV de los OAR del plan original con el que se trataron los 17 pacientes (23 fracciones de 2 Gy), con los del plan adaptado elaborado sobre un PET-TC a los 40 Gy. Encontraron una reducción estadísticamente significativa del GTV cercana al 50% y una mejora en los HDV de todos los OAR. El valor de V_{5%} de los pulmones pasaba de 59% a 49% y el de V_{20%} de 28% a 23%, la dosis absorbida media del corazón de 19 Gy a 15 Gy y la del esófago de 25 Gy a 23 Gy.

3.2.2.3. ART para escalar la dosis absorbida

Este enfoque es el más ambicioso, pretendiendo aumentar la dosis absorbida al tumor a un volumen reducido, manteniendo dosis absorbidas biológicamente equivalentes a los tejidos sanos. Se basa habitualmente en el uso de una o varias imágenes TC adquiridas durante el tratamiento. La adaptación del plan se lleva a cabo bien al observar un cambio anatómico notable, bien en un momento preestablecido, incluyendo una sobreimpresión simultánea o añadiendo fracciones al final del tratamiento. Kelsey *et al.*¹¹⁸, basándose en PET, compararon para 30 pacientes un plan basado en un TC a los 50 Gy en el que se planificaba una sobreimpresión de 10-14 Gy, administrados simultáneamente a la zona residual en la que capta en el PET, con el plan original simulado (60 Gy en 30 fracciones). Obtuvieron una mejora significativa en la dosis absorbida en los OAR: para los pulmones una reducción de la dosis absorbida media de 0.6 Gy y un 0.5% en V_{20%}, la dosis absorbida media del corazón se redujo en 0.75 Gy y la del esófago disminuía en 0.8 Gy.

3.2.3. ART en tratamiento con protones

La elevada sensibilidad del alcance de los protones a las variaciones de densidad del tejido hace todavía más crítica la necesidad de adaptar los tratamientos, ya que los cambios anatómicos pueden conllevar grandes variaciones en la distribución de dosis

absorbida. Hoffman *et al.*¹¹⁹ evaluaron la necesidad de adaptación con intensidad modulada de protones (*Intensity-Modulated Proton Therapy*, IMPT) calculando retrospectivamente mediante IMPT los planes de 23 pacientes tratados con ART e IMRT. Para ello utilizaron los dos 4D-TC adicionales de control intermedios de que disponían para cada paciente. Utilizando el criterio de mantener un cubrimiento del 95% del volumen por el 95% de la dosis absorbida, encontraron que no era necesario adaptar para los planes de IMRT, frente a la necesidad de hacerlo en el 61% de los pacientes con IMPT. En el caso de *Pencil Beam Scanning* (PBS) IMPT puede darse además el efecto *interplay* (movimiento relativo entre el GTV y los haces puntuales), planteando retos adicionales en los tratamientos. El informe de *Particle Therapy Co-Operative Group Thoracic and Lymphoma Subcommittee*,¹²⁰ recoge una serie de recomendaciones para llevar a cabo este tipo de tratamientos de la forma más precisa posible, indicando respecto a la ART la realización de un 4D-TC semanal para evaluar la necesidad de adaptar.

3.2.4. Momento de la replanificación

Dial *et al.*¹²¹ estudiaron la relación entre la frecuencia con que se adapta y la reducción de dosis absorbida a los tejidos sanos. Para 12 pacientes tratados con IMRT (63 Gy, 1.8 Gy por fracción), reprodujeron varios escenarios: no adaptación, una replanificación a la fracción 18, una replanificación semanal y una replanificación diaria, para lo que generaron imágenes sintéticas diarias, a partir de las imágenes adquiridas semanalmente, mediante registro deformable. Obtuvieron una reducción significativa de la dosis absorbida a los OAR con ART aplicada a mitad del tratamiento y observaron que al aumentar la frecuencia de ART se incrementaban los beneficios, pero la magnitud de la ganancia disminuía.

En general, parece que el beneficio dosimétrico mayor ocurre adaptando alrededor de la fracción 15. Sin embargo, esto es muy dependiente de cada paciente y se da en mayor medida en pacientes con un GTV inicial de gran volumen. Por ello algunos autores recomiendan adquirir una imagen tridimensional a la semana.¹¹⁵

En resumen, ART aplicado en el tratamiento del cáncer de pulmón localmente avanzado ofrece la posibilidad de mejorar los resultados clínicos, aunque hasta la fecha no existe consenso en cuál es la estrategia de ART que proporciona un mayor beneficio y se está a la espera de resultados de ensayos prospectivos con un mayor número de pacientes.

3.3. Próstata

3.3.1. Cambios anatómicos

En el tratamiento del cáncer de próstata mediante radioterapia se producen cambios tanto en los volúmenes de tratamiento como en los OAR.¹²² Estos cambios pueden ser sistemáticos o aleatorios.¹²³ Los márgenes a añadir al CTV pueden ser especialmente limitantes para la administración de fraccionamientos potencialmente más efectivos como RT hipofraccionada o radioterapia estereotáxica extracraneal (*Stereotactic Body Radiation Therapy*, SBRT).¹²⁴

Mc Partlin *et al.*¹²³ analizaron estos cambios en estudios basados en diferentes sistemas de guiado: TC, kV, MV, CBCT, FM[‡], EM[§], RM. Para el movimiento interfacción observaron que Σ variaba entre 0.3 y 4.8 mm, y σ estaba entre 0.4 y 5.7 mm, predominando las direcciones AP y SI. En los movimientos intrafracción que, aun siendo menores, pueden cobrar relevancia cuando los tiempos de tratamiento se alargan, se ha observado que Σ y σ alcanzan hasta 2.6 mm.^{123,125–127} Tong *et al.*¹²⁸ hallaron, con *Calypso 4D* (Varian Medical Systems), que se producían desplazamientos de la próstata en cualquier dirección más de 2, 3, 5, y 7 mm, durante más de 30 s, en un 56.8%, 27.2%, 4.6%, y 0.7% de las fracciones y del lecho prostático 68.7%, 35.6%, 10.1%, y 1.8% respectivamente. Cuando el CTV incluye las vesículas seminales (vss), varios estudios muestran que los movimientos tanto intra como interfacción son mayores que los de la próstata, no hallando correlación entre los desplazamientos de ambos órganos.¹²³

Recientemente, Shibayama *et al.*,¹²⁹ basándose en CBCT, han analizado las deformaciones sufridas para diferentes tipos de CTV (riesgo bajo, intermedio, alto y próstata+vss) en los 6 grados de libertad principales concluyendo que no son despreciables, siendo mayores para los casos de riesgo intermedio y alto, donde Σ está entre 1.4 y 3 mm en las 6 direcciones, en concordancia con publicaciones anteriores basadas en imagen RM.¹²³

Las rotaciones interfacción aparecen predominantemente en el plano sagital ($\Sigma = 4.8^\circ$, $\sigma = 3.9^\circ$) y correlacionadas con el llenado del recto. Las rotaciones intrafracción, menores, alcanzan más de 2° para tiempos de tratamiento de 14 min.¹²³

Oates *et al.*¹³⁰ hallaron correlación entre el diámetro inicial del recto y el desplazamiento de la próstata en sentido antero-posterior y la rotación en el plano sagital, siendo un valor de diámetro de 3.5-4.5 cm un umbral predictivo a partir del cual el movimiento de la

próstata era significativo. Según McPartlin *et al.*¹²³ no se ha evidenciado correlación entre el llenado de la vejiga y los movimientos prostáticos.

Respecto a los OAR, Pearson *et al.*¹³¹ encontraron, basándose en CBCT diario, que el volumen de la vejiga era menor en el 74.8% de las imágenes en tanto que el del recto era mayor en el 45.2%.

3.3.2. Cambios dosimétricos

En la tabla 2 se recogen los efectos dosimétricos que se derivan de los cambios anatómicos producidos durante el tratamiento mediante radioterapia.

3.3.3. Aplicación de ART

Desde mediados de los años 90 ha sido mostrado el papel de ART en el tratamiento de próstata en cuanto a la posibilidad de reducir los márgenes y, por tanto, permitir una escalada de dosis.¹²³

Thörnqvist *et al.*⁷¹ revisaron las estrategias de ART en el tratamiento de tumores pélvicos. En el caso del cáncer de próstata encontraron que se usaba la adaptación del MLC y obtención de un nuevo plan/optimización o la libería de planes. En cuanto a los estudios implementados clínicamente, el 57% de pacientes incluidos habían sido tratados con ART *offline* mediante una nueva planificación/optimización. En esta se adaptaba el PTV con arreglo al movimiento de la próstata respecto a las estructuras óseas, a partir de las imágenes de TC o CBCT tomadas durante las primeras dos primeras semanas de tratamiento. El resto de pacientes se recogían en estudios que utilizaban marcadores de oro, bien para adaptar la forma del MLC *online*, bien para hacer una nueva planificación *offline*. Recogieron también la experiencia de un centro que utilizaba una LdP con 5 planes generados para diferentes desplazamientos de la próstata respecto a los ganglios.

3.3.4. Beneficios dosimétricos de ART en próstata

Según Thörnqvist *et al.*⁷¹, las ventajas dosimétricas al emplear ART serían: un incremento de $D_{99\%}$ y $D_{95\%}$ para el CTV de alrededor del 5%-10%, una disminución significativa de la dosis absorbida en el recto de entre 5 y 30% para diferentes índices ($V_{60-70\%}$, $D_{30\%}$) y no se encontraron diferencias significativas al emplear ART para la vejiga. Kontaxis *et al.*¹³⁷ simulaban dos estrategias de ART *online* en términos de la cobertura del CTV y el posible beneficio en los OAR para 5 pacientes, con marcadores fiduciales de oro, tratados con IMRT. Analizaron 2 escenarios de replanificación

‡ FM: fiducial markers.

§ EM: electromagnetic transponder.

Tabla 2. Variaciones dosimétricas durante la radioterapia externa.

Autores (Nº pacientes)	Imágenes utilizadas (Nº)	Sistema comercial de registro	Técnica de tratamiento	Resultados y conclusiones
Chen <i>et al.</i> ¹³² (19)	CBCT (314)	Raysearch	VMAT	Un incremento del volumen de la vejiga de un 10% implica una disminución de dosis absorbida media acumulada de un 5.6%.
Chiesa <i>et al.</i> ¹²⁵ (12)	CBCT (263)	MIM	VMAT	El impacto de los errores rotacionales en V95% de los PTV es relevante sobre todo para las VVSS, en que disminuye en un 5%.
Juneja <i>et al.</i> ¹³³ (18)	KIM ^a (294)	Calypso (Varian)	VMAT	Analizando retrospectivamente 294 fracciones, adoptan un umbral de 3 mm para el desplazamiento 3D como nivel de acción, valor que supone una disminución del 6.2% en D _{95%}
Liu <i>et al.</i> ¹³⁴ (10)	TC diario (102)	ABAS, Elekta	IMRT	Las variaciones de volumen del CTV, el recto y la vejiga corresponden a valores de coeficiente de similitud (<i>Dice Similarity Coefficient</i> , DSC) de 86.6%, 77.3% y 75.4% respectivamente y conllevan una disminución del 10-12% en el valor de V _{100%} del CTV y PTV, y un aumento del 30% y 45% para V _{45 Gy} y V _{60 Gy} , del recto respectivamente.
Maeda <i>et al.</i> ¹³⁵ (10)	TC diario (263)	MIM	Haces antero-oblicuos protones	La variación de la longitud equivalente en agua es de 7-9 mm y 4-6 mm en las partes distal y proximal del PTV respectivamente.
Moteabed <i>et al.</i> ¹³⁶ (10)	TC semanal (90)	MIM	VMAT/Haces antero-oblicuos protones	La disminución de D _{98%} para la próstata (EQD2) depende de la técnica, y no del fraccionamiento, siendo alrededor de 0.15 Gy para los planes de protones y 0.6 Gy para VMAT.
Pearson <i>et al.</i> ¹³¹ (6)	CBCT (168)	MIM	IMRT	Al disminuir el volumen de la vejiga, el V _{70 Gy} aumenta de 9.5% a 11% y contrariamente, el aumentar el volumen del recto el V _{70 Gy} pasa de 7.3% a 11.6%.

^a KIM: kilovoltage intrafraction monitoring.

online, compensando: (a) las rotaciones, añadiendo un movimiento de la mesa, (b) las rotaciones y las traslaciones. Se estudiaron diferentes márgenes de obtención del PTV (0-8 mm). La nueva planificación estaba disponible en dos minutos, obteniéndose valores de D_{99%} (CTV) similares a los planes originales, para todos los valores de margen y con ambas estrategias. El beneficio en la dosis absorbida integral al tejido sano, respecto a los planes clínicos, fue de hasta 32.9% para un margen de 0 mm. Saito *et al.*¹³⁸ estudiaron los beneficios de ART para mitigar las variaciones intrafracción, retrospectivamente en 21 pacientes de

IMRT guiada con emisores electromagnéticos (Calypso 4D, Varian Medical Systems). Valoraron las variaciones porcentuales de D_{95%} de la próstata y V_{65 Gy} de los OAR y extrayendo los coeficientes de correlación entre diferentes mediciones de movimiento (traslaciones en AP, SI, DI; distancia 3D al eje haz) y los cambios dosimétricos, concluyendo que las pendientes de las rectas resultantes podían ser de utilidad para inferir variaciones dosimétricas. Por último, McVicar *et al.*¹³⁹ revisaron las publicaciones sobre ART en próstata recogiendo las principales barreras para su implementación en la clínica siendo estas el incremento de

recursos necesarios, la necesidad de procedimientos de control de calidad y la falta de evidencia clínica.

3.4. Vejiga

3.4.1. Cambios anatómicos

La vejiga es un órgano hueco y móvil que puede cambiar de forma, tamaño y posición durante el tratamiento. Esto conlleva variaciones considerables de posición de la pared vesical y del tumor, haciendo necesario el uso de márgenes del orden de 20 a 30 mm,¹⁴⁰ que implican la irradiación de un volumen considerable de tejido sano (entre 234 y 922 cm³, promedio: 486 cm³).⁷⁰

Dees-Ribbers *et al.*¹⁴¹ estudian retrospectivamente, a partir de CBCT pre y post tratamiento, las variaciones inter e intrafracción para diferentes condiciones de llenado de la vejiga, obteniendo que no existen diferencias estadísticamente significativas entre las diferentes condiciones. Hallan movimientos intrafracción de la pared vesical discretamente menores para los pacientes tratados con la vejiga llena, en tanto que los cambios interfracción son solo ligeramente mayores, variando Σ y σ para estos últimos desde 1 mm en la parte caudal hasta 12 mm en la craneal-anterior. Nishioka *et al.*,¹⁴² evalúan los movimientos inter e intrafracción de la parte de la pared en la que está localizado el tumor mediante marcadores de oro en la pared vesical. Hallan, al igual que en Dees-Ribbers *et al.*¹⁴¹, que los mayores movimientos fueron en las direcciones cráneo-caudal (de -13.6 mm a 10.8 mm) y antero-posterior (de -10.0 mm a 7.7 mm) para el movimiento interfracción (cuantil 95%), aunque los valores de Σ y σ hallados son menores, alrededor de 5 mm. En Collins *et al.*⁷⁰ se describe un aumento del volumen de la vejiga intrafracción de hasta 150 cm³.

3.4.2. Aplicación de ART

Encontramos varios artículos de revisión sobre la aplicación de ART en cáncer de vejiga: Thörnqvist *et al.*⁷¹, Kibrom *et al.*¹⁴³, Kong *et al.*¹⁴⁰ y Collins *et al.*⁷⁰

3.4.2.1. ART offline

Se ha utilizado en aproximadamente el 20% de los pacientes,⁷¹ su implementación tiene relativamente poco impacto puesto que solo corrige las incertidumbres sistemáticas, y su eficacia depende de que el volumen de la vejiga de las sesiones iniciales sea representativo de del resto de sesiones.

3.4.2.2. ART online. Elección del plan del día

Esta es la estrategia mayoritariamente descrita en la literatura; en cada sesión se elige el plan de la librería con el menor PTV que se ajuste la vejiga de ese día, basándose habitualmente en el CBCT pretratamiento. A continuación, se resumen los métodos empleados, pudiéndose encontrar los detalles de los distintos estudios en Kong *et al.*¹⁴⁰

- Uso de una o varias imágenes TC. Se describen dos posibilidades:
 - a. Con un TC se crean varios planes generando el PTV, ya sea con márgenes anisótropos, ya sea añadiendo valores al margen de forma isotropa (hasta 6 planes con márgenes 5 mm y 30 mm). La desventaja de este método es que el uso de una única imagen y márgenes poblacionales no caracteriza la variabilidad del llenado y de las deformaciones de cada paciente.
 - b. A partir de varios TC adquiridos con diferentes condiciones (con la vejiga llena, con la vejiga vacía y en algún caso un llenado intermedio), se generan varios ITV, bien añadiendo diferentes márgenes, bien mediante modelos de deformación, generándose una librería de entre 2 y 5 planes. Esta estrategia tiene en cuenta la variabilidad interpaciente, pero no las eventuales diferencias sistemáticas entre la planificación y el tratamiento. Ambas posibilidades presentan la ventaja de que desde la primera sesión se dispone de un plan adaptado.¹⁴³
- Uso de imágenes CBCT. La LdP se elabora utilizando el TC de planificación y los CBCT de la primera semana de tratamiento, utilizando diferentes combinaciones y/o número de volúmenes.

Algunos aspectos prácticos del uso del plan del día se discuten en Collins *et al.*⁷⁰ la no existencia de plan adecuado en la librería, con el consiguiente impacto en el flujo de trabajo; el potencial incremento de la dosis absorbida integral debido al uso de imágenes adicionales; la variabilidad interobservador en la interpretación de las imágenes diarias; el incremento de recursos y tiempo necesarios.

3.4.2.3. ART online. Optimización de un nuevo plan

Es el método que potencialmente presenta un mejor balance ya que puede tener en cuenta las incertidumbres sistemáticas y aleatorias, pero su impacto en un servicio de radioterapia es muy considerable, por lo que son escasos todavía los pacientes tratados mediante esta estrategia. Vestergaard *et al.*¹⁴⁴ estudiaron el potencial del uso de RM para realizar ART mediante imágenes adquiridas al inicio y al final de la

sesión, para planes generados con márgenes isotrópicos, anisotrópicos o basados en datos poblacionales. Hallaron una reducción considerable de la irradiación del tejido sano (disminución de 304 cm³ del PTV) concluyendo que esta estrategia tenía un gran potencial para la realización de una optimización diaria.

3.4.3. Beneficios dosimétricos de ART en la vejiga

La mayoría de los estudios consideran únicamente la reducción del volumen del PTV como beneficio del uso de ART, sin especificar los beneficios dosimétricos en el volumen a tratar u OAR,¹⁴⁰ incluso algunos hallan que no existen diferencias significativas en términos de cobertura.⁷⁰ En algunos estudios se describe, con ART *offline*, una disminución del volumen del PTV de entre 15% y 40%, con la consiguiente reducción en la irradiación del tejido sano, manteniendo una adecuada cobertura del CTV.^{71,143} Las publicaciones sobre ART *online* con plan del día,^{71,140,143} refieren también reducciones considerables en el volumen irradiado (alrededor del 40%), cuantificando solo algunos autores la disminución en los OAR: reducción del 29% de V_{45 Gy} en tejido sano y reducción del 30% de V_{30 Gy} del recto. La mayoría presentan mejoras en la cobertura del CTV y PTV frente al tratamiento convencional, hallándose valores del V_{95%} (CTV) alrededor de 95-99%.⁷⁰ Así, según Kibron *et al.*¹⁴³ el método de LdP es el que mejor balance de preservación de tejido sano y cobertura presenta frente a ART *offline* y no ART. Usando una optimización diaria, se describe una disminución adicional significativa en el tejido sano irradiado frente al uso del plan del día.¹⁴⁴

Apenas hay publicaciones comparando diferentes técnicas de ART. Kong *et al.*²¹ estudiaron, retrospectivamente, las diferencias dosimétricas entre tratamiento no adaptado, ART *offline*, plan del día y nueva optimización. Evaluaron el volumen que recibe el 95% de la dosis absorbida prescrita V_{95_Acu} basándose en la dosis absorbida acumulada calculada en las imágenes CBCT diarias. Hallaron que todas las estrategias de ART reducía notablemente V_{95_Acu}, siendo la optimización de un nuevo plan la que proporciona una mayor reducción (-25% frente a -12% para plan del día y -16% para ART *offline*).

3.5. Tumores ginecológicos

La mayoría de los estudios de tumores ginecológicos corresponden al cáncer de cérvix localmente avanzado cuyo tratamiento estándar consiste en una primera fase de radioterapia externa (*External Beam RadioTherapy*, EBRT) con quimioterapia concomitante

seguida de Braquiterapia (BT). La regresión del tumor durante la radioterapia, añadida a los movimientos de los órganos involucrados, hacen idóneo el usar una estrategia adaptativa. Esta se ha llevado a cabo con éxito en el ensayo prospectivo EMBRACE I,¹⁴⁵ con 1416 pacientes de braquiterapia ginecológica enroladas desde 2008. La mayoría de las publicaciones sobre ART en cáncer de cérvix refieren a la componente de BT (*Image-guided adaptive brachytherapy*, IGABT) de acuerdo con las recomendaciones GEC-ESTRO, siendo pocos los estudios sobre ART en EBRT.⁷¹

3.5.1. Cambios anatómicos

En el caso del cáncer de cérvix se producen cambios de forma interfacción debidos principalmente a variaciones en el llenado de la vejiga, con desplazamientos en el extremo del útero de hasta 50 mm, siendo menor el movimiento del cérvix, variando Σ entre 3.4 y 5.5 mm y σ entre 2.2 y 4.5 mm,¹¹ predominantemente en el sentido antero-posterior (1-16 mm).¹⁴⁶ Los cambios intrafracción pueden ser del orden de 2-3 mm.¹⁴⁷ Por otro lado se produce una regresión del tumor durante el tratamiento con EBRT que, alrededor de la tercera semana puede ser del 60%-80% llegando a ser del 80%-90% en el momento de la BT.¹⁴⁸

3.5.2. Aplicación de ART

El flujo de ART en BT siguiendo las recomendaciones de GEC ESTRO consiste en:

- La adquisición de imágenes en el momento de la BT para determinar la regresión del tumor tras la quimioterapia y la EBRT, preferiblemente mediante imagen RM.
- La delimitación de volúmenes con la introducción de un concepto de volumen blanco adaptativo que refleja la regresión del tumor y la topografía de los OAR al final de la EBRT (45-50 Gy), que es la base de la sobreimpresión mediante BT con la prescripción de niveles de dosis absorbida específicos (completando hasta entre 60 y 90 Gy), adaptada a los diferentes niveles de riesgo, a volúmenes GTV y CTV definidos al momento del diagnóstico y al de la BT.
- La planificación individualizada del tratamiento de BT eligiendo el aplicador adecuado, habitualmente con una componente intersticial añadida, y optimización 3D de la distribución de dosis absorbida teniendo en cuenta la tolerancia de los OAR.¹⁴⁸ Esta estrategia se ha utilizado también por algún grupo para otro tipo de tumores como cáncer de vagina o endometrio.⁷¹

En 2018 se puso en marcha EMBRACE II con objeto de validar prospectivamente los resultados de los ensayos EMBRACE I y Retro-EMBRACE. Entre las indicaciones de este ensayo está la de usar IMRT o VMAT para la radioterapia externa, siendo más relevantes para estas técnicas las variaciones anatómicas diarias. Además se recomienda utilizar de forma sistemática el concepto de ITV para compensar los movimientos de los órganos, utilizando una estrategia *offline* a partir de las primeras imágenes pretratamiento o mediante LdP que contemple las diferentes condiciones de llenado de la vejiga y el recto.¹⁴⁸

La mayoría de los principales trabajos de ART en la parte de EBRT son simulados, los cuales se encuentran recogidos por Cree *et al.*¹⁴⁶ Existe algún estudio sobre ART *offline* de replanificación semanal basándose en TC, CBCT o RM,³⁷ pero lo más extendido es el estudio de ART *online* utilizando una LdP.¹⁴⁹ Esta se genera habitualmente a partir de varios TC de planificación (2 o 3) con diferente volumen de llenado de la vejiga, o utilizando herramientas de deformación y datos poblacionales.¹⁵⁰ Para el guiado y elección del plan diario se usa mayoritariamente el CBCT pretratamiento.⁷¹

Aunque no existe evidencia clínica sobre la superioridad del guiado con imagen RM frente a CBCT, con la mayor disponibilidad de la imagen RM incluso en la unidad de tratamiento, es esperable que la calidad de imagen que esta proporciona facilite la elección del plan del día, y sobre todo posibilite la replanificación *online*.¹⁴⁶

3.5.3. Beneficios dosimétricos de ART en tumores ginecológicos

Las primeras publicaciones sobre IGABT con comparaciones con la planificación estándar ya mostraban notables ventajas dosimétricas. Tanderup *et al.*¹⁵¹ hallaron que para los tumores pequeños, mediante IGABT, se reducían los casos en que se violaban las tolerancias de los OAR del 72% al 6%, manteniendo la cobertura. Para los tumores grandes aumentaba el D_{90%} (HR-CTV) en 7 Gy, resultando una cobertura completa en el 72% de los pacientes (frente al 25% para el tratamiento estándar), reduciendo también el número de veces que se superan los límites de los OAR. El estudio EMBRACE I ha demostrado que el uso de IGABT con aplicadores específicos y optimización de la dosis absorbida mejora notablemente el control local y reduce la tasa de complicaciones severas.¹⁴⁸ Serban *et al.*¹⁵² evaluaron el volumen que englobaban las isodosis correspondientes a diferentes niveles de dosis absorbida significativos (85 Gy, 75 Gy y 60 Gy) para 1200 pacientes de EMBRACE I. Entre sus resultados relevantes destaca la fuerte correlación existente entre el volumen de la isodosis y el volumen del HR-CTV lo cual pone de manifiesto que la adaptación de la dosis absorbida se ha realizado para

cada tamaño de tumor y respuesta concreta. Por otro lado, hallaron una reducción en V_{85 Gy} EQD_{2/10} del 23% en el 80% de las pacientes, comparando con el resultado de prescribir 85 Gy al punto A.

En cuanto a la EBRT, algunos estudios retrospectivos presentan resultados dosimétricos con series de pocos pacientes. Van de Schoot *et al.*¹⁵³ hallaron una cobertura inadecuada del CTV en el 17% de las fracciones, con la estrategia no adaptativa. Esta mejoraba significativamente al utilizar el plan del día, haciendo que el D_{98%} fuese mayor de 95%, y disminuyendo además de forma significativa la dosis al recto e intestino valoradas con V_{1.5 Gy}, V_{2 Gy}, D_{50%} y D_{2%} (las diferencias de V_{2 Gy} para el recto e intestino fueron del 20% y 8.5% respectivamente). Visser *et al.*¹⁴⁹ compararon, retrospectivamente, los resultados obtenidos mediante la LdP frente a una estrategia simulada de ART *online* guiada por imagen RM para 17 pacientes asumiendo tratamientos de 10 minutos de duración. La reducción promedio del volumen de la dosis de prescripción encontrada fue de 422 cm³. El número de pacientes en que no se cumplía V_{40 Gy} (cavidad abdominal) < 350 cm³ pasaba de 13 a 5 pacientes (con margen de PTV de 5 mm). Van de Schoot *et al.*¹⁵⁴ estudiaron la posible mejora en un tratamiento simulado con protones respecto a fotones al emplear LdP. Para ambas estrategias, se encuentra que V_{95%} > 98% en cerca del 95% de los planes, y con protones se obtiene una reducción estadísticamente significativa, en la mayoría de los índices dosimétricos de los OAR, en la dosis mediana al intestino, la vejiga y el recto.

Los estudios actuales se encaminan a hallar estrategias de ART tanto en BT como en EBRT para maximizar la ventana terapéutica en pacientes individuales.¹⁴⁸

3.6. Otras localizaciones anatómicas

Hasta aquí, se ha descrito la aplicación de ART en los tumores pélvicos, que constituyen el mayor número de pacientes tratados mediante esta estrategia, y también en localizaciones en las que se da actualmente una gran actividad en ensayos clínicos como son cabeza y cuello, pulmón y cérvix.¹⁵⁵ Recogemos a continuación de forma más somera la aplicación de ART en otras regiones anatómicas.

3.6.1. Cáncer de mama

En el tratamiento del cáncer de mama se puede producir una reducción del seroma y del volumen de sobreimpresión que pueden ser considerables,¹⁵⁶ alrededor del 50% de ambos, así como variaciones en la posición relativa del corazón en los casos de mama izquierda, de varios milímetros.¹¹ Sager *et al.*¹⁵⁶ evaluaron el repetir un TC hacia el final de la irradiación

de la mama para definir de forma más ajustada la sobreimpresión. Con esta estrategia, encontraron una reducción significativa del 3-4% en las dosis medias en la mama ipsilateral, el pulmón y el corazón. Algún autor describe el uso de TC diario (*in-room*) para realizar ART *online* en un proceso de 10 minutos de duración, obteniendo mejoras del 35% en la dosis mínima y del 15% en el valor de $D_{95\%}$ de la dosis en la zona de sobreimpresión. La imagen RM también se ve como potencialmente valiosa para llevar a cabo ART *online*, con la consideración del incremento de dosis absorbida en la superficie. Otros autores, se han planteado la valoración de la necesidad de ART *offline* en base al volumen del seroma, encontrando que está justificada en el 80% de los pacientes con seroma mayor de 30 cm³.³⁷

3.6.2. Tumores abdominales

Las incertidumbres de la posición de los órganos se deben a la respiración (intrafracción) y a los movimientos fisiológicos (interfracción) en las localizaciones abdominales. Estos pueden ser considerables (20-30 mm), teniendo mayor impacto en los tratamientos de SBRT. Se encuentra algún estudio sobre ART *online* con TC diario combinado con *gating* respiratorio en cáncer de páncreas. Debido a la reducción de márgenes permitida por la aplicación de ART disminuye el volumen irradiado con la dosis prescrita, de 46% a 16%.³⁷

En esta región anatómica cobra interés el uso del guiado por imagen RM para ART *online* que se encuentra ya descrito en algunos estudios de tratamientos de SBRT (*Stereotactic MR-guided Adaptive Radiation Therapy*, SMART). Henke *et al.*⁶⁷ publicaron los resultados de un ensayo en el que se utilizaba SMART. Se adaptaban los tratamientos cuando, con arreglo a la anatomía del día, no se cumplían los objetivos dosimétricos o existía opción de incrementar la dosis. Según este criterio, se procedió a adaptar el plan en 81 de las 97 fracciones consideradas, siendo la causa en el 61 de ellas el incumplimiento de los límites a los OAR. Obtuvieron, en promedio, una mejora en la cobertura respecto a no adaptar, concluyendo que SMART incrementaba la ventana terapéutica en SBRT abdominal.

3.6.3. Sarcoma de partes blandas

Durante la radioterapia preoperatoria de los sarcomas de partes blandas en extremidades se producen tanto una reducción como un aumento del volumen (entre -57% y +28%).¹¹ Dickie *et al.*¹⁵⁷ estudiaron las variaciones dosimétricas que implicaban estos cambios en 22 pacientes tratados con un fraccionamiento estándar, mediante CBCT diario, para IMRT y 3D. Concluyeron que la adquisición de un segundo

TC cuando se observa un cambio en cualquiera de las dimensiones del tumor en el CBCT de más de 1 cm, era una estrategia de ART *offline* adecuada para asegurar una cobertura adecuada, independientemente de la técnica de tratamiento utilizada.

3.6.4. Sistema nervioso central

Peyraga *et al.*¹⁵⁸ estudiaron nuevos trazadores PET y diferentes secuencias de imagen RM, en la delimitación de las áreas radioresistentes de los tumores cerebrales y su papel en la radioterapia, en particular en ART. La conclusión del estudio es que, siendo un campo prometedor, todavía son necesarios avances tecnológicos y un abordaje multidisciplinar, que permitan la incorporación de ART en rutina mediante ensayos clínicos.

4. Algoritmos de registro deformable

Un algoritmo de DIR consta de tres partes fundamentales:^{159,160} la función objetivo \mathcal{E} , el modelo de transformación T , y el optimizador que guiará al algoritmo para encontrar el mejor resultado de la métrica de similitud \mathcal{M} . Dados dos estudios de imagen, denominados imagen fija B y móvil A , el objetivo del registro deformable es encontrar la mejor transformación que minimice las diferencias entre la imagen B y la imagen transformada de A (A'). Por tanto, el proceso del DIR es un proceso iterativo que comienza con un valor inicial de la métrica de similitud, \mathcal{M}_i , entre la imagen fija y la móvil y el optimizador intenta maximizar o minimizar dicha métrica (según como esté definida) dando lugar a un campo vectorial de deformación que deforma la imagen móvil. Tras ello, se recalcula de nuevo la métrica de similitud entre la imagen móvil deformada y la imagen fija, de manera que el proceso continuará iterativamente hasta que se obtenga el valor de la métrica óptimo, que proporcionará la mejor correspondencia de ambas imágenes.

En los siguientes apartados se describe cada uno de los elementos de los que consta un algoritmo DIR.

4.1. Función objetivo y regularización de la transformación

Como ya se ha indicado, el objetivo de DIR es encontrar el mejor vector de deformación, $T(x')$ donde x' es el vector posición en la imagen móvil, que minimice las diferencias entre $B(x)$ y $A' = A(T(x'))$ [¶]. Por tanto,

¶ El símbolo prima (') denotará la aplicación de la matriz de transformación, T , al estudio de imagen correspondiente. A' es el resultado de aplicar T al estudio A .

los algoritmos de DIR intentan optimizar una función objetivo del tipo:^{161,162}

$$\mathcal{E} = \mathcal{M}(B, A(T(x'))) + \mathcal{R}(T) \quad (1)$$

- \mathcal{M} : métrica de similitud que cuantifica el nivel de coincidencia entre la imagen fija B y la imagen móvil A .
- \mathcal{R} : término de regularización. Puesto que se trata de una transformación espacialmente variante con $3N$ grados de libertad (N : número de vóxeles del estudio de imagen), no existe una solución única a la hora de encontrar el DVF. El término \mathcal{R} impone restricciones específicas al modelo de deformación implementado en el algoritmo para asegurarse que se obtienen transformaciones anatómicas razonables. Por ejemplo, si se clasifica una región como hueso, se restringirá el grado de deformación en dicha región.

La regularización ayuda a evitar mínimos locales de la función objetivo y es necesaria en los casos de DIR que se basan en niveles de intensidad ya que hay que estimar las componentes de los vectores desplazamientos de cada vóxel, conociendo sólo el valor de píxel.

La regularización de la función objetivo se puede realizar de dos formas:

4.1.1. Implícita

Se introduce en el modelo de deformación cualquier conocimiento previo que se tenga sobre las propiedades físicas de la estructura anatómica subyacente; para ello, se parametriza el DVF con funciones continuas.

4.1.2. Explícita

El término de regularización impone restricciones a la transformación para que se preserven las siguientes propiedades:

- Consistencia inversa (*Inverse Consistency*, IC). En general, los algoritmos de registro de imagen son asimétricos, es decir, el resultado no es el mismo si se registra A a B o B a A . Los algoritmos de IC restringen las transformaciones en ambos sentidos para que sean correspondencias inversas entre sí.¹⁶³ Para ello, se introducen términos que penalizan la diferencia entre las transformaciones en un sentido y en el contrario de las respectivas asignaciones inversas.

- Conservación de la topología. Los algoritmos que mantienen la topología realizan una correspondencia vóxel a vóxel entre las dos imágenes. Esto implica que el DVF es invertible y continuo. La transformación es inyectiva si el determinante Jacobiano de DVF es mayor que cero.
- Conservación del volumen. Esta restricción es importante cuando se sabe que una estructura es incompresible y que los cambios en la misma sólo pueden ser debidos al movimiento (ej. miocardio) o cambios debidos a la acción de agentes de contraste. Si el jacobiano es mayor que uno indica una expansión del volumen, valores entre 0 y 1 señalan una reducción, mientras que un valor de 1 denota que no hay cambios.
- Restricción de rigidez. Puesto que en las imágenes médicas existen estructuras rígidas, algunos algoritmos introducen explícitamente restricciones de rigidez.^{161,164}

La función objetivo del algoritmo *ANACONDA*,¹⁶⁵ implementado en el sistema de planificación *RayStation*, consta de una métrica de similitud y dos términos de regularización que aseguran un DVF suave e invertible y evitan deformaciones inaceptables de las estructuras.

4.2. Métodos de optimización

El objetivo de la optimización es encontrar la transformación que mejor alinee las dos imágenes de acuerdo con una función objetivo como la descrita en la ecuación (1), de manera que la calidad del resultado obtenido dependerá del tipo de optimización elegida.

Los métodos de optimización del tipo gradiente descendente o gradiente conjugado son métodos iterativos que persiguen la convergencia de la función objetivo, \mathcal{E} , a un mínimo local, de manera que la dirección de búsqueda está basada en la derivada de dicha función objetivo respecto a los parámetros de la transformación (DVF). Los métodos quasi-Newton y de Gauss-Newton emplean la función Hessiana de la función de coste. Una descripción detallada de los métodos de optimización está fuera del alcance del presente documento, pero el lector puede consultar los trabajos de Sotiras *et al.*,¹⁶¹ Klein *et al.*¹⁶⁶ y Yu *et al.*¹⁶⁷

4.3. Métricas de similitud empleadas en el proceso de optimización

Las métricas de similitud se clasifican en tres grupos según la forma en la que aprovecha la información disponible en las imágenes para realizar el proceso de correspondencia: métricas geométricas o basadas en características (*featured-based*), métricas basadas en

intensidad de vóxel o icónicas, y métricas híbridas que combinan las dos anteriores.

4.3.1. Métricas geométricas o *featured-based*

En los métodos geométricos se establece una correspondencia entre puntos de referencia (marcas anatómicas, fiduciales o superficies de órganos) situados en regiones anatómicas de interés.¹⁶⁸ El registro geométrico es robusto respecto a las condiciones iniciales y a la existencia de grandes deformaciones. Sin embargo, localizar puntos de referencia fiables es difícil e introduce una dependencia inter e intraobservador si son definidos manualmente; por otro lado, sólo se establecen correspondencias directas para el reducido conjunto de puntos de referencia seleccionados, lo que da lugar al empleo de interpolaciones para estimar la deformación de puntos situados fuera del conjunto de referencia, disminuyendo la exactitud cuando aumenta la distancia a los puntos de referencia.

Puesto que los puntos de referencia no dependen del valor de píxel (intensidad de la imagen), las métricas geométricas son muy útiles para registros multimodalidad.

- **Basadas en puntos.** La métrica se define como la suma del cuadrado de las distancias entre los puntos correspondientes:

$$\mathcal{M} = \Sigma (p_{A'} - p_B)^2 / N \quad (2)$$

siendo $p_{A'}$, p_B las coordenadas de los puntos de referencia en los estudios de imagen A y B , respectivamente y N el número total de puntos. La suma se realiza sobre el número de puntos, o puntos superficiales, sobre los que se ha establecido la correspondencia. Se divide por N para normalizar la métrica.

Para determinar rotaciones y traslaciones se necesitan un mínimo de tres puntos; para transformaciones afines** son necesarios, al menos, cuatro puntos no coplanares.

- **Basadas en contornos.** Las métricas geométricas basadas en superficies no requieren una correspondencia punto a punto, sino que intentan maximizar los solapamientos entre las superficies extraídas de ambos conjuntos de imágenes. Las

** Transformación afín: transformación que consiste en una aplicación lineal seguida de una traslación, preservando las relaciones de colinealidad y coplanaridad entre puntos y las razones de distancia a lo largo de una línea. Además de producirse rotaciones y traslaciones, con conservación de distancias y ángulos, pueden tener lugar otro tipo de transformaciones como escaladas, reflexiones o cizalladuras.

superficies de la imagen B se representan como un volumen binario o una superficie poligonal, S_B , y las de la imagen A se caracterizan como un conjunto de puntos ($p_{A'}$) muestreados de la superficie, de forma que la métrica se define como:

$$\mathcal{M} = \Sigma \text{dist} (p_{A'} - S_B)^2 / N \quad (3)$$

siendo $(p_{A'} - S_B)$ la distancia mínima entre el punto $p_{A'}$ y la superficie S_B . La suma se realiza sobre el número de puntos, N , en el estudio A .

4.3.2. Métricas basadas en intensidad de píxel/vóxel o icónicas

Estas métricas utilizan la información de los niveles de grises o valores de píxel para medir cuán bien están registrados dos estudios de imagen, determinando la similitud entre las distribuciones de los valores de vóxel correspondientes de la imagen B y la versión transformada de la imagen A (A').

Para el caso de registro monomodalidad (el mismo dispositivo de imagen se utiliza para capturar el mismo tipo de información en ambos volúmenes) las métricas empleadas son:

- **Suma de diferencias cuadráticas (Sum of Squared Differences, SSD)**

$$SSD = \sum_{x' \in \Omega} (I_{A'} - I_B)^2 / N \quad (4)$$

siendo:

- Ω , área de solapamiento de la imagen fija B y la imagen móvil deformada A' .
- $I_{A'}$, I_B : valor de píxel de la imagen transformada A' y B , respectivamente.
- N , número de vóxeles evaluados en Ω .

Es una métrica que funciona bien para imágenes poco ruidosas que tengan esencialmente idénticas intensidades para la anatomía que se desea registrar, como por ejemplo las series de un 4D-TC.

También se puede utilizar la suma de diferencias absolutas (*Sum of Absolute Differences*, SAD), pero es más restrictiva ya que considera que las regiones de interés (*Region Of Interest*, ROI) tienen las mismas intensidades en las dos imágenes.

$$SAD = \sum_{x' \in \Omega} |I_{A'} - I_B| / N \quad (5)$$

- **Correlación cruzada (C).** En esta métrica en lugar de minimizar las diferencias de intensidad, durante el registro se maximiza el producto de las intensidades:

$$C = \sum_x B(x) \cdot T(A(x)) \quad (6)$$

La limitación de esta métrica es que es sensible a cambios en el valor de vóxel, por ejemplo, debido a la presencia de ruido, por lo que un aumento del valor de vóxel aumentaría el valor de C, sin que realmente haya una mejora en el registro de las imágenes.

- **Coefficiente de correlación (CC).** Soluciona el problema de la métrica de correlación cruzada, al asumir que existe una relación lineal entre los valores de intensidad en cada imagen y, por tanto, la métrica puede aplicarse a imágenes con diferentes valores de contraste y brillo. Se define como:

$$CC = \frac{\sum_x (A(x) - \bar{A}) (T(B(x)) - \bar{B})}{\sqrt{\sum_x (A(x) - \bar{A})^2 \sum_x (T(B(x)) - \bar{B})^2}} \quad (7)$$

Para el registro de imágenes de diferentes modalidades, tales como TC o RM, en los que los valores de píxel de las distintas estructuras son inherentemente diferentes, las métricas basadas en diferencias o productos de intensidades no son efectivas. En estos casos, se deben emplear métricas basadas en estadística de valores de intensidad, ya que, de este modo, la métrica no depende del valor absoluto de píxel. Un ejemplo de este tipo de métricas es la métrica de información mutua (IM), en la que el registro de imagen se considera como un proceso en el que se maximiza la cantidad de información compartida entre las dos imágenes.

- **Información mutua (IM):**¹⁶⁹ la métrica IM intenta alinear los vóxeles cuyos valores tienen una probabilidad común de estar presentes en ambos estudios de imagen y se define como:

$$IM(I_{A'}, I_B) = \sum_B \sum_{A'} P(I_{A'}, I_B) \cdot \log \frac{p(I_{A'}, I_B)}{p(I_{A'}) p(I_B)} \quad (8)$$

siendo $p(I_{A'})$, $p(I_B)$ las funciones de distribución de probabilidad de las intensidades $I_{A'}$ e I_B , respectivamente y $p(I_{A'}, I_B)$ la función de la distribución de probabilidad conjunta.

Una propiedad importante de la métrica de IM es su generalidad, es decir, no asume ninguna relación entre las intensidades de las imágenes; sin embargo, no es invariante al solapamiento que pueda existir entre ellas, es decir, el tamaño de la región que se solapa en las imágenes influye en el valor de IM (a mayor solapamiento, mayor número de muestras, lo que aumenta el poder estadístico de estimación de la distribución de probabilidad). Para solucionar este problema se emplea una versión normalizada de la IM.

En general, los métodos de registro basados en intensidad proporcionan mayor exactitud que los métodos geométricos ya que establecen una correspondencia densa (mayor número de puntos). No obstante, tienen un alto coste computacional y, al considerar todos los puntos de la imagen de la misma manera, pueden fallar en asignar la importancia que merecen los puntos anatómicos de interés. Además, como se ha indicado previamente, la solución a la que llegan depende de las condiciones iniciales, tales como el solapamiento inicial que exista entre ambas imágenes, de manera que la presencia de grandes deformaciones puede deteriorar la solución. Esto puede suponer un problema en regiones donde existe una gran variabilidad de los órganos como en la región abdominal o para la creación de modelos deformables de órganos de tejido blando basados en análisis poblacionales.

4.3.3. Métricas híbridas

Estas métricas intentan incorporar lo mejor de las dos opciones anteriores. Se distinguen dos tipos en función de cómo se emplee la información geométrica:

- La información adicional se utiliza independientemente. Se realiza un registro geométrico, a partir de marcas de referencia o superficies, que pre-alinea las dos imágenes para después realizar un registro basado en niveles de intensidad.
- La información adicional se utiliza como restricción. Utilizar un tipo de información independientemente de la otra para iniciar el siguiente paso, suele dar lugar a un aumento de robustez en el procedimiento de registro, pero no hay garantía de que las correspondencias que se establecieron en el paso previo se conserven. Para superar esta limitación, se usan las correspondencias que se estimaron durante el primer paso como una restricción para la estimación de las correspondencias durante el siguiente paso.

Weistrand y Svensson¹⁶⁵ emplean el CC como métrica de similitud y permiten al usuario definir ROI o puntos de interés (*Point Of Interest*, POI) que guíen

al algoritmo de deformación, de manera que la función objetivo incluye un término de penalización que consiste en la distancia euclídea entre las ROI o los POI correspondientes. El DIR implementado en *VoxAlign Deformation Engine*® (MIM software)¹⁷⁰ es una combinación de DIR basado en contornos y niveles de intensidad, de manera que, trata de minimizar la métrica basada tanto en diferencias de intensidad entre las dos imágenes como diferencias cuadráticas entre las funciones distancia que representan las superficies de los contornos definidas en ambas imágenes.

4.4. Modelos de deformación o de registro deformable

Las correspondencias de POI o ROI entre dos imágenes se actualizan basadas en un modelo de transformación que optimiza la métrica de similitud. Dicho modelo define cómo hallar el vector deformación, u , del vector posición x' en la imagen móvil A , y que transforma x' en x en la imagen fija B .

Independientemente del modelo de deformación empleado, Castadot *et al.*¹⁷¹ indican que la técnica multirresolución, la cual se describirá a continuación, se ha convertido en un estándar en el registro deformable ya que resuelve los inconvenientes de los algoritmos monoresolución en los casos de grandes deformaciones. En las estrategias multirresolución se construye una pirámide de imágenes en la que la base es la imagen original. Cada nivel de la pirámide consiste en una imagen submuestreada de la imagen del nivel inferior por un factor 2. Por ejemplo, si la imagen original tiene un tamaño de $256 \times 256 \times 256$ vóxeles y la pirámide tiene 4 niveles, cada nivel tiene unas dimensiones, desde la base hasta el vértice, $(256 \times 256 \times 256)$, $(128 \times 128 \times 128)$, $(64 \times 64 \times 64)$ y $(32 \times 32 \times 32)$, respectivamente. El algoritmo comienza en la resolución más gruesa, permitiendo que encuentre rápidamente una aproximación grosera de grandes desplazamientos, para después utilizar las imágenes de mayor resolución con el objetivo de refinar localmente el DVF. Sin embargo, los algoritmos monoresolución sólo son capaces de identificar pequeñas deformaciones (desplazamientos de pocos vóxeles) y si la magnitud de la deformación es muy grande, se necesitan muchas iteraciones para recuperar la deformación, pudiendo quedar estancado en una solución local, además de exigir una alta demanda computacional.

Los modelos de registro deformable pueden clasificarse en tres categorías dependiendo de si la transformación se basa en modelos físicos, en la teoría de la interpolación o en modelos biofísicos y/o biomecánicos.

4.4.1. Transformación geométrica derivada de modelos físicos

4.4.1.1. Modelos de cuerpo elástico

La imagen a deformar se considera como un cuerpo elástico, donde la deformación se describe mediante la ley de elasticidad de Hooke, de manera que, si un vóxel/ píxel es deformado en la imagen móvil, dicha deformación introduce una fuerza y el resto de vóxeles son deformados hasta que las fuerzas alcanzan el equilibrio.

La ley de Hooke describe modelos elásticos lineales, los cuales no son capaces de manejar grandes deformaciones y no garantizan la IC, por lo que es más adecuado emplear modelos elásticos no lineales que además conservan la topología.

4.4.1.2. Modelos de fluido viscoso

En este caso la imagen a deformar se modela como un fluido viscoso donde la fuerza, F , que deforma la imagen móvil es proporcional a la velocidad de la deformación según la ecuación de Navier-Stokes:

$$\mu_f \nabla^2 v + (\mu_f + \lambda_f) \nabla (\nabla \cdot v) + F = 0 \quad (9)$$

siendo μ_f y λ_f los coeficientes de viscosidad.

$v(x', t)$: campo de velocidad de la deformación en el instante de tiempo t y en la posición x' de la imagen móvil. Se relaciona con el vector desplazamiento como $v(x', t) = \partial_t u(x'; t) + (\nabla(u(x'; t))v(x'; t))$.

Estos modelos permiten que la ROI en la imagen móvil sea proyectada a la ROI en la imagen fija conservando la topología de las estructuras deformadas, incluso para grandes deformaciones no lineales. Las deformaciones de fluido viscoso son continuas, diferenciables y mantienen una correspondencia punto a punto.

4.4.1.3. Modelos de difusión (Demons)

La mayoría de los modelos de difusión implementados se basan en el algoritmo de "Demons" de Thirion.¹⁷² La idea principal es considerar el contorno de un objeto en la imagen fija como una membrana semipermeable sobre la que se sitúan *Demons* o ejecutores, de manera que, al actuar sobre la imagen móvil, modelada como una rejilla deformable, esta se difunde a través de dicha membrana.

Se trata de un algoritmo basado en intensidad en el que la imagen móvil (A) se deforma de acuerdo a las diferencias de intensidad local entre dicha imagen y la imagen fija (B), utilizando un modelo de fuerza basado en flujo óptico, de manera que el DVF en una posición de la imagen móvil se expresa como:

$$u(x') = \frac{(I_{A'}(x') - I_B(x)) \cdot \nabla I_B(x)}{|\nabla I_B(x)|^2 + (I_{A'}(x') - I_B(x))^2} \quad (10)$$

Por definición, el algoritmo *Demons* realiza el registro minimizando las diferencias de intensidad entre los estudios de imagen a registrar, por lo que presenta una capacidad limitada para registro monomodalidad o multimodalidad de estudios de imágenes que presenten mucho ruido o artefactos localizados como en el caso del CBCT.¹⁷³

4.4.2. Transformación geométrica derivada de la teoría de interpolación

En contraposición a los modelos descritos hasta ahora, en los que el vector de transformación se calcula en todos los puntos, estos modelos obtienen un DVF interpolado, expresado como combinación lineal de funciones base y determinado a partir de un número finito de puntos de control seleccionados por el usuario, por lo que también se los conoce como modelos paramétricos.

Una de las ventajas de estos métodos es que el cambio local de un punto se puede realizar por puntos cercanos que se encuentran a cierta distancia, por lo que reducen de manera notable el tiempo de cálculo y recursos de memoria del procesador.

4.4.2.1. Funciones de base radial (Thin-plate splines^{††})

Los *thin-plate splines* se representan de manera natural por funciones base radiales que determinan la correspondencia espacial entre cualquier posición x en el espacio y su nueva posición $f(x)$, en función de la distancia de x a una muestra conocida de puntos de control $p \{p_i, i = 1, 2, \dots, k\}$. En el campo de DIR, los puntos de control están representados por áreas de fuerza y la fuerza representa los desplazamientos desde los puntos de control en la imagen móvil y sus puntos de control en la imagen fija. La selección de los puntos de control en ambas imágenes se puede hacer de manera automática o manual. El vector deformación de un píxel en la imagen móvil se puede expresar como:

$$u(x') = C \cdot x' + D + \sum_{i=1}^2 w_i \varphi(\|x - p_i\|) \quad (11)$$

$\|\cdot\|$: distancia euclídea.

Las matrices de coeficientes C y D , y el factor de peso w_i , son calculados a partir de los n pares de puntos de control emparejados. φ es la función base que mide la distancia desde x' al i ésimo punto de control

^{††} *Spline*: curva diferenciable definida en porciones mediante polinomios.

p_i en la imagen móvil. Shusharina y Sharp¹⁷⁴ proponen el uso de una función de base radial gaussiana, $\varphi(r) = e^{-\|r\|^2/\sigma^2}$, para crear campos vectoriales que interpolen de manera exacta las correspondencias de los fiduciales en la imagen fija y en la móvil.

La ventaja de este tipo de algoritmos es que son capaces de interpolar un campo de deformación a partir de valores conocidos distribuidos irregularmente. Sin embargo, su uso está limitado a problemas de registro global, ya que el desplazamiento de una sola marca de referencia puede distorsionar la deformación en toda la imagen. Para solucionar este problema, es necesario definir suficientes fiduciales en la región de interés, o introducir un término de regularización, como proponen Shusharina y Sharp,¹⁷⁴ que además soluciona los problemas de IC que presentan este tipo de algoritmos.

4.4.2.2. Deformaciones de forma libre

(Free Form Deformations, FFD)

FFD es uno de los algoritmos más utilizados debido a su habilidad para estimar DVF continuos y regulares. La idea de este modelo es deformar un objeto manipulando una máscara subyacente de puntos de control, es decir, una imagen móvil de tamaño $N_x \times N_y \times N_z$. Se deforma interpolando el vector desplazamiento (d) de los puntos de control sobre una rejilla rectangular de tamaño $K_x \times K_y \times K_z$ ($K_i \ll N_i$) que se superpone a la imagen, de manera que el DVF se calcula como:

$$u(x') = \sum_{l=0}^3 \sum_{m=0}^3 \sum_{n=0}^3 B_l(u_x) B_m(u_y) B_n(u_z) \cdot d_{i+l, j+m, k+n} \quad (12)$$

donde u_x , u_y , y u_z son las distancias desde x' a los puntos de control más cercanos, (i, j, k), respectivamente. B_l representa la función base l ésima de *B-spline*.

El número de puntos de control *B-spline* utilizados durante el registro determina la cantidad de deformación permitida durante el registro y la aproximación multirresolución se consigue modificando el espaciado de la rejilla de los puntos de control. A pesar de ser un algoritmo que proporciona transformaciones continuas, la conservación de la topología no está garantizada.

El algoritmo *VoxAlign Deformation Engine*[®] implementado por MIM para registro deformable de imágenes de la misma modalidad, consiste en un algoritmo restringido, basado en intensidad FFD.³³ La deformación comienza con un registro rígido para a continuación realizar el registro deformable, en el que se emplea una aproximación multirresolución para definir una rejilla de los puntos de control sobre la imagen fija. La función de coste combina criterios de similitud y suavidad. Broggi *et al.*¹⁷⁵ validaron este algoritmo y su uso para la proyección de contornos de las parótidas en imágenes de resonancia de pacientes tratados con radioterapia. El error de proyección promedio con respecto a los

contornos de referencia fue menor que la diagonal del vóxel (2 mm), y el DSC fue de 0.8.

4.4.3. Transformación geométrica basada en modelos biofísicos/biomecánicos

Los modelos biofísicos/biomecánicos también se basan en modelos físicos, pero a diferencia de los descritos en el apartado 4.4.1, están íntimamente relacionados con la anatomía y fisiología de los tejidos u órganos que se van a deformar. Habitualmente, emplean métodos de elementos finitos (*Finite Element Methods*,

FEM) para modelar las propiedades de los tejidos en consideración.

La razón principal para emplear este tipo de modelos radica en la hipótesis de que, cuanto más información se conozca a priori de las propiedades biomecánicas del tejido, más fiable será la estimación de DVF complejos empleando pocos grados de libertad. Además, se asume que la plausibilidad de la deformación estimada mejorará con la creación de modelos de órganos deformables coherentes con sus propiedades físicas y el algoritmo será capaz de manejar mejor grandes deformaciones y/o deformaciones atípicas. Estos modelos son más apropiados para registro de imágenes de un

Tabla 3. Resumen de los tipos de algoritmos, métrica de similitud, modelo de transformación y método de optimización implementados en las distintas soluciones comerciales para los algoritmos de registro deformable.

Casa comercial	Algoritmo	Métrica de similitud	Modelo de transformación	Método de optimización	Uso	Notas
MIM	<i>Intensity-Based</i>	SSD	<i>Constrained, intensity based, free form</i>	Gradiente descendiente modificado	TC-TC CBCT-CBCT	Reg Reveal: herramienta de control de calidad para evaluar DIR
	<i>Hybrid-based</i>	Intensidades entre imágenes + diferencias contornos	<i>Free form</i>	Gradiente descendiente modificado	TC-TC TC-CBCT CBCT-CBCT	Reg Refine ^a
	<i>Multi-Modality</i>	Diferencias de vóxeles vecinos	<i>Free form</i>	Gauss-Newton	RM-TC RM-RM TC-CBCT TC-TC	
RayStation	ANACONDA	Híbrida: CC + ROI y/o POI	<i>Free form</i>		TC, CBCT y RM	La función objetivo incluye dos términos de regularización (rejilla y forma)
	MORFEUS		Biomecánico		Cualquier modalidad de imagen	
Varian	<i>Velocity™</i>	MI	Elástico (B-esplines)			
		MI	Híbrido: Elástico (B-esplines) + ROI		RM-TC RM-RM TC-CBCT TC-TC	
Accuray		NCC	No paramétrica Multirresolución		TC-MVCT TC-TC TC-RM	Regularización mediante suavizado Reg Reveal
Pinnacle			<i>Demons</i> multirresolución		TC-TC TC-CBCT	Regularización mediante filtro suavizado gaussiano

^a Los algoritmos *Intensity-based* y *Multi-Modality* disponen de una herramienta adicional denominada Reg Refine que permite al usuario definir alineamientos locales rígidos que proporcionen información adicional para ayudar al algoritmo en la proximidad de esas áreas. Puede ser utilizado de manera iterativa para ejecutar el DIR, para evaluar la exactitud local del DIR y sugiere alineamientos locales para mejorar el resultado del DIR hasta conseguir la alineación óptima buscada.

mismo paciente, ya que el modelo biofísico no suele ser válido para registro de imágenes interpaciente.

Entre los inconvenientes que presentan, cabe destacar que los modelos necesitan una definición exacta de las propiedades del material y de la geometría (segmentación precisa de la estructura anatómica y adecuada transformación en una malla del dominio de imagen) así como de las condiciones de contorno (especificadas como restricciones de desplazamientos para las superficies de los órganos segmentados). La incertidumbre en la especificación de estos parámetros y el hecho de que se empleen valores genéricos (no definidos para cada caso particular) puede dar lugar a sesgos no deseables.

DIR basado en modelos biomecánicos se ha empleado en localizaciones como cabeza y cuello,^{176,177} pulmón,¹⁷⁸⁻¹⁸² mama,¹⁸³ y próstata¹⁸⁴⁻¹⁸⁶.

Morfeus es el nombre comercial que ha dado RaySearch Laboratories a su algoritmo de registro deformable biomecánico.¹⁸⁷ Este algoritmo genera modelos de malla tetraédrica de uno o múltiples órganos a partir de las ROI delimitadas en la imagen de referencia a las que asigna propiedades de material elástico lineal. Para un subconjunto de tejidos de la imagen objetivo también se crean mallas triangulares a partir de los contornos que existen en dicho estudio de imagen. Estas ROI con mallas en ambas imágenes, denominadas "ROI de control", sufren deformaciones individuales para alinear las superficies y servir como condiciones de contorno. Las ROI englobadas dentro de la ROI "contorno externo", como por ejemplo los pulmones, pueden interactuar con elementos del contorno externo con un método fijo o deslizante. Los desplazamientos internos del modelo tetraédrico son resueltos mediante análisis de elementos finitos, incluso para aquellas ROI que no sufrieron deformaciones de la superficie individual y, por lo tanto, se deforman implícitamente.

Velec *et al.*¹⁸⁸ determinaron que la exactitud del algoritmo *Morfeus*, evaluado para las localizaciones de tórax, abdomen y pelvis, fue similar a la resolución de vóxel de la imagen en promedio en múltiples modalidades de imagen.

4.5. Algoritmos implementados en *softwares* comerciales

De acuerdo con la recomendación del TG 132,¹⁰ el fabricante debe proporcionar información detallada sobre su algoritmo para que el usuario pueda realizar un uso adecuado del mismo. En la tabla 3 se resumen las características más relevantes de los algoritmos DIR disponibles actualmente:

5. Validación de los algoritmos de registro deformable de imagen

5.1. Registro deformable de imágenes

Mediante la relación que establece el DIR podemos proyectar los contornos y dosis de una imagen a otra. Proyectar las ROI de una imagen a otra, permite a los técnicos de imagen y a los oncólogos radioterápicos, disminuir el tiempo dedicado a la delimitación de las estructuras anatómicas de los pacientes. Cuando se proyectan los contornos es recomendable revisar si estos coinciden con la estructura anatómica y si no fuera el caso, habría que modificarlos.

Al igual que se proyectan las ROI utilizando los vectores de deformación, también podemos proyectar las dosis. Esta es la base de la ART *offline*, ya que para tomar la decisión de adaptar un plan debemos conocer la dosis acumulada, que es la dosis proyectada desde diferentes imágenes de IGRT hasta el pTC.

El mayor problema para implementar clínicamente la ART en los centros es que, además del aumento de la carga de trabajo y la falta de equipamiento avanzado, no existe un método estándar para determinar la incertidumbre que introduce el DIR cuando relaciona las dos imágenes. Eso implica que cuando el algoritmo no relaciona correctamente dos imágenes mediante el vector de deformación de campo, obtendremos como resultado una incorrecta proyección de contornos y de dosis de una imagen a otra. Si el DIR se utiliza únicamente para proyectar contornos, estos se pueden modificar para que coincidan con la estructura anatómica, por lo que no aumenta la incertidumbre del proceso radioterápico. En cambio, cuando se utiliza el DIR para proyectar la dosis de una imagen a otra, el algoritmo puede estar relacionando incorrectamente las dos imágenes, lo que implicaría observar que las estructuras están recibiendo una dosis que no es la realmente administrada. Por este motivo, debemos tener especial cuidado a la hora de valorar y tomar decisiones clínicas si lo que estamos observando son dosis proyectadas.

En el TG-132¹⁰ se realizan importantes recomendaciones sobre la utilización del registro de imágenes y la fusión en radioterapia. A continuación, se resumen los puntos más destacados de este informe sobre la validación de los algoritmos de registro deformable:

- El proceso de registro de imágenes conlleva incertidumbres que se deben evaluar y considerar.
- Se debe comprobar todo el sistema (*end-to-end test*) mediante un maniquí físico.
- Para la puesta en marcha de un sistema de registro de imágenes se requiere una validación cuantitativa; sin embargo, en la práctica clínica habitual, se

debe realizar una verificación cualitativa del registro de imágenes para garantizar la aceptabilidad del registro.

- Entre los métodos cuantitativos para determinar la exactitud del algoritmo se encuentran:
 - Distancia entre puntos.
 - Solapamiento de estructuras.
 - Determinante del jacobiano.
 - Consistencia inversa.
 - Maniqués físicos.
- Los algoritmos de DIR deben poder exportar un DVF en formato DICOM.
- La incertidumbre del registro debe tenerse en cuenta, por ejemplo, en los márgenes de tratamiento (PTV).
- Para cada localización se debe desarrollar un protocolo escrito que proporcione una descripción de los aspectos más importantes del registro.

En el informe de la AAPM no se aborda la problemática de la utilización de los algoritmos de registro deformable para acumular dosis y este es uno de los puntos más delicados a la hora de utilizar algoritmos de registro deformable. Cuando comparamos la dosis calculada del plan de tratamiento original en el pTC con la dosis proyectada desde otra imagen a este pTC, no podemos discriminar si las diferencias que se muestran en el HDV se deben a un error del algoritmo de DIR en la relación de los vóxeles de las imágenes o a que el paciente ha cambiado anatómicamente.

En la siguiente sección se van a detallar los diferentes métodos para validar un algoritmo de registro deformable de imágenes, incluyendo los propuestos en el informe de la AAPM sobre registro y fusión de imágenes en radioterapia.

5.2. Métodos de validación del DIR

Existen diferentes métodos para validar los algoritmos DIR:

- La utilización de marcas, puntos de referencia y/o contornos de las dos imágenes de adquisición.¹⁸⁹⁻¹⁹⁷
- El uso de la consistencia inversa.^{168,198-200}
- El empleo de maniqués deformables.²⁰¹⁻²⁰⁶
- La utilización de aplicaciones de software específicas.^{163,207-215}

El método de utilización de puntos de referencia (*Target Registration Error*, TRE) o ROI se basa en que, si dos imágenes están perfectamente relacionadas mediante los vectores de deformación del campo y colocamos el punto o el contorno igual en las dos imágenes, al proyectarlos de una imagen a otra, este

debe coincidir perfectamente en la misma área de la otra imagen.

La metodología para la utilización de POI para definir el TRE sería la siguiente: Colocamos un punto en la imagen *A* en una zona determinada y en la imagen *B* colocamos otro punto en la misma zona. Si deformamos el punto desde la imagen *A* hasta la imagen *B*, este punto debe coincidir en el espacio. Esto únicamente se cumple si la imagen *A* y la *B* están perfectamente relacionadas con los vectores de campo y se han colocado perfectamente los puntos. Con las distancias entre los dos puntos podemos determinar la exactitud del algoritmo de DIR.

En el caso de los contornos, la metodología sería similar, con la diferencia de que aquí se delimitaría la misma estructura en las dos imágenes. Si queremos validar un algoritmo DIR con contornos para imágenes de CBCT, el proceso sería el siguiente: primero se debería delimitar la misma estructura en imagen de TC y en la de CBCT. Después, se proyectaría la estructura del CBCT al TC mediante el algoritmo a evaluar, por lo que tendríamos en el estudio TC dos estructuras, la que se delimitó originalmente y la proyectada desde el CBCT. Si el algoritmo hubiera relacionado perfectamente las dos estructuras y estas hubieran sido perfectamente delimitadas en las dos imágenes, la estructura original y la proyectada deberían coincidir. Comparando las dos estructuras podemos determinar la exactitud del DIR con índices de similitud y/o de solapamiento. Las dos métricas más conocidas son la distancia media y el DSC.

La IC se ha definido en la sección 4.1.2. de algoritmos de registro deformable. Un algoritmo que cumpla la propiedad de IC nos permitiría proyectar la dosis, ROI o POI entre exactamente las mismas zonas anatómicas de las dos imágenes, independientemente de cual fuera la imagen de referencia y cual la imagen deformada.

Tanto para la métrica de IC como para las distancias entre contornos o puntos, la tolerancia según el informe de la AAPM es como máximo 2-3 mm. La tolerancia del índice de similitud de contornos está entre 0.8 y 0.9.

Los maniqués deformables se pueden separar en dos grupos, los dosimétricos y los que están basados en marcas. Todos ellos son maniqués deformables, ya que lo que interesa es determinar la exactitud del algoritmo de DIR cuando relaciona el maniqué deformado y sin deformar. En los maniqués deformables dosimétricos, como por ejemplo los de tipo gel, se irradia y se toma una imagen del TC del maniqué sin deformar y se determina la dosis, luego se realiza la misma operación, pero deformado. Con este método, podemos conocer cuál es la dosis deformada real y la dosis deformada calculada por el algoritmo. En el caso de los maniqués deformables con marcas, el

proceso es similar, se toma una imagen de TC con el maniquí deformado y otra imagen sin deformar. Como el maniquí tiene unas marcas internas que podemos identificar, podemos determinar en distancias la exactitud del DIR.

Las aplicaciones específicas de *software* permiten introducir deformaciones conocidas en la imagen que se pueden comparar con las deformaciones identificadas por nuestro algoritmo. Así, podemos comparar la deformación que nos ofrece nuestro algoritmo con la deformación real conocida. Este es el método elegido por el grupo de la AAPM para realizar el control de calidad de los registros de imágenes. Para poder realizar estas pruebas, se necesita que el *software* sea capaz de trabajar con DVF en formato DICOM. Según la revisión bibliográfica realizada, las tolerancias para el registro deformable de dosis es que el 95% de vóxeles este dentro de 2 mm y que el error máximo sea inferior a 5 mm.

Ya existen diferentes publicaciones donde se validan los algoritmos de DIR siguiendo el informe de la AAPM.^{216,217}

Todos los métodos tienen limitaciones específicas. Por ejemplo, las deformaciones introducidas mediante *software* no tienen en cuenta la adquisición de imágenes y debido a que realizan unas deformaciones artificiales, estas pueden no ser representativas de las que se producen en los órganos. Respecto a los maniqués, la mayoría de los hospitales no tienen acceso a ellos y, al igual que ocurre en el *software*, es muy complicado en los maniqués físicos reproducir las deformaciones (y los tejidos) de los órganos humanos. El problema cuando se utilizan contornos o POI es que la selección de puntos, o la creación de estructuras, tienen una incertidumbre asociada al observador. Además, se estudian pocos vóxeles y es muy difícil valorar las zonas con poco contraste, ya que no es trivial delimitar o colocar puntos en estas zonas.²⁰⁵ Una de las limitaciones generales de estos métodos es que todos ellos, a excepción de los maniqués deformables dosimétricos, suelen ofrecer los resultados en términos de distancias o índices, mientras que la magnitud de mayor interés en la radioterapia es la dosis absorbida. La incertidumbre geométrica puede implicar una diferencia en dosis absorbida diferente en función de si se encuentra en una zona de gran gradiente de dosis, como es la zona entre el PTV y un OAR, o puede implicar una mínima diferencia en dosis absorbida si se trata una zona homogénea del PTV o lejos de la zona de tratamiento.²¹³

Por último, queremos señalar el error inherente de estos algoritmos al proyectar la dosis absorbida de una imagen a otra, ya que la dosis absorbida se define como energía depositada por unidad de masa, y la masa del vóxel puede variar de la imagen original a la imagen a la que se le proyecta la dosis absorbida. Este

variación de la masa puede producir errores superiores al 5%.²¹⁴

5.2.1. Validación con puntos de los algoritmos de registro deformable

Uno de los métodos más sencillos, aunque laborioso, para determinar la exactitud de un algoritmo de registro deformable es la utilización de POI. Por este motivo desde el grupo de trabajo hemos utilizado los pacientes de la publicación de García-Mollá *et al.*¹⁶⁸ para comparar los resultados en distancias de gran parte de los programas de registro deformable que actualmente están disponibles en el mercado.

En la comparación se utilizaron cinco pacientes con cáncer de cabeza y cuello. Para cada paciente se utilizaron una imagen pTC y tres imágenes CBCT para determinar la precisión del algoritmo de DIR. Las imágenes de CBCT se adquirieron utilizando un sistema ELEKTA XVI CBCT con un espesor de corte y tamaño de píxel de 1 mm.

Se colocaron 10 POI en diez zonas anatómicamente reconocibles en la imagen de pTC, en los cinco pacientes. Posteriormente se seleccionaron nuevamente en las mismas áreas en los tres CBCT. El procedimiento consistió en proyectar los POI al pTC utilizando el DVF. La diferencia en las distancias entre cada POI proyectado desde el CBCT y su POI de referencia correspondiente, determinó la exactitud en distancia del DIR.

No se utilizaron estructuras ni puntos para guiar a los algoritmos, únicamente los valores de píxel de las imágenes.

En la tabla 4 se muestran los resultados para el algoritmo ANACONDA de *RayStation*, el elástico de *Velocity™*, *Intensity-Based* de *MIM maestro®* y el *Demons* de *Pinnacle*.

De los resultados se puede concluir que no existe una gran diferencia en la exactitud entre los algoritmos para pacientes de cabeza y cuello. Es en el tejido blan-

Tabla 4. Distancias promedio con su desviación típica (factor de cobertura $k = 1$) entre los puntos de referencia del pTC y los puntos proyectados desde los CBCT al pTC mediante los vectores de deformación.

	TRE (cm)		
	Promedio	Zona rígida	Zona blanda
RayStation	0.19 ± 0.07	0.16 ± 0.06	0.22 ± 0.06
Velocity™	0.21 ± 0.11	0.18 ± 0.07	0.24 ± 0.12
Pinnacle	0.27 ± 0.14	0.20 ± 0.10	0.34 ± 0.14
MIM maestro®	0.20 ± 0.06	0.18 ± 0.07	0.23 ± 0.11

do donde el algoritmo de *Pinnacle* tiene una exactitud menor que el resto de los algoritmos. Este resultado está en concordancia con lo publicado de Pukala *et al.*¹⁹⁰ donde este algoritmo muestra una exactitud menor en algunos órganos con poco contraste. En este estudio *MIM maestro*® obtiene sistemáticamente valores de TRE menores que el resto de los algoritmos, resultado que nosotros no hemos obtenido en nuestra evaluación. Esto puede ser debido a que no hemos utilizado la misma metodología y a que las versiones de los algoritmos son diferentes.

A excepción del valor de *Pinnacle* para tejidos blandos, el resto está dentro de las tolerancias (~2–3 mm) recomendadas por el informe de la AAPM.¹⁰

Hay que tener en cuenta que estos resultados se han realizado sobre pacientes de cabeza y cuello, por lo que no son extrapolables a zonas con órganos con importantes deformaciones y/o traslaciones, como por ejemplo la zona de la pelvis.

Entre las limitaciones del trabajo están las que son inherentes al método TRE, como que únicamente se validan pocas zonas y que están suelen tener contraste. Habría que añadir la incertidumbre de colocación de los puntos, pero esta limitación teórica no lo es en este estudio porque varios observadores colocaron los puntos y se demostró que el valor de la incertidumbre era mucho menor que la del algoritmo. Otra limitación viene dada debida a que *Pinnacle* no exporta puntos mediante el DVF, por lo que se crearon unas estructuras con forma de cruz invertida. Estas estructuras se pueden proyectar y se obtiene el TRE entre el centro de la estructura original y el proyectado.

6. Recomendaciones

En este apartado se resumen las recomendaciones de este grupo de la SEFM a la hora de implementar la radioterapia adaptativa en la práctica clínica. Dado que la ART es una técnica relativamente joven, en constante desarrollo y con distintas dificultades técnicas que dependen de la estrategia utilizada, estas recomendaciones deben ser tomadas como una guía para poder implementarla en los centros y no como unas normas a cumplir. El citado informe del TG 132,¹⁰ proporciona una serie de recomendaciones para la utilización del registro y fusión de imágenes, pero aquí se detallarán solo los aspectos relacionados con los algoritmos de registro deformable y ART.

Siguiendo la estructura del documento las recomendaciones se han clasificado con arreglo a la estrategia, *offline* y *online*.

6.1. Recomendaciones ART *offline*

6.1.1. Puesta en marcha

- Conocer el funcionamiento teórico y las limitaciones de la tecnología a utilizar, especialmente de los algoritmos de DIR. Para ello, las casas comerciales deben facilitar la documentación necesaria.
- Estimar los recursos necesarios para su uso clínico, tanto tecnológicos como humanos.
- Establecer un flujo de trabajo con procesos y responsables:
 - Estrategia a seguir (modelos anatómicos, *Triggered Adaption*, Adaptación Programada).
- Determinar incertidumbres de los diferentes procesos:
 - Cálculo de la dosis en las imágenes de IGRT (Tabla TC-ED, tamaño FOV, artefactos...).
 - Registro rígido.
 - Registro deformable.
 - Comprobación de todo el sistema (*end-to-end*) mediante un maniquí físico.
- Incluir el proceso en la metodología de matrices de riesgo.^{218,219}

6.1.2. Uso clínico

- Comenzar por localizaciones sin grandes deformaciones como cabeza y cuello.
- Establecer medidas para minimizar el aumento de la incertidumbre con la utilización de la ART:
 - Debe utilizarse el mismo protocolo de adquisición de imágenes de IGRT para el plan del paciente.
 - Un único profesional debe delimitar las estructuras en un mismo paciente a lo largo de la ART.
 - En caso de replanificación el protocolo de adquisición, los inmovilizadores, la posición y las estructuras delimitadas deben ser lo más parecidos posibles a los del pTC inicial.
- Evaluar el plan de tratamiento:
 - Debe evaluarse el plan suma, que es el plan original más el plan adaptado.
 - Debe evaluarse el plan adaptado. Este puede tener sub o sobredosisificaciones importantes que pueden ser no admisibles radiobiológicamente.

6.2. Recomendaciones ART *online*

6.2.1. Puesta en marcha

- Conocer el funcionamiento teórico y las limitaciones de la tecnología a utilizar. Para ello, las casas comerciales deben facilitar la documentación necesaria.
- Estimar los recursos necesarios para su uso clínico, tanto tecnológicos como humanos.
- Establecer un flujo de trabajo con procesos y responsables:
 - Minimizar los tiempos de cada proceso.
 - Establecer un control de calidad robusto y eficiente a todo el proceso.
 - Tipo de planificación.
 - » Replanificación basada en la anatomía del día.
 - » Plan del día.
 - Decidir el criterio de adaptación.
 - Establecer el método de verificación del tratamiento.
- Determinar las incertidumbres de los diferentes procesos:
 - Registro TC-RM.
 - Nueva delimitación de estructuras.
 - Cálculo de dosis psTC.
 - Movimiento del paciente.
 - Comprobación de todo el sistema (*end-to-end*) mediante un maniquí físico.
- Incluir el proceso en la metodología de matrices de riesgo.^{218,219}

6.2.2. Uso clínico

- Establecer medidas para minimizar el aumento de la incertidumbre con la utilización de la ART:
- Preferentemente el mismo profesional debe delimitar las estructuras en un mismo paciente a lo largo de la ART.
- Movimiento del paciente:
 - Colocación del paciente en una posición cómoda y estable.
 - Control del movimiento intrafracción.

7. Conclusiones

El concepto de ART no es nuevo, ya que siempre se ha intentado compensar, en la medida de lo posible, los diversos factores (cambios anatómicos,¹¹ errores sistemáticos y aleatorios de posicionamiento²²⁰) que impiden que la dosis real administrada durante el tratamiento radioterápico sea igual a la dosis planificada.

Este tipo de adaptación, consistente, básicamente, en realizar un nuevo plan a partir de un nuevo estudio TC utilizando los mismos criterios clínicos que para el plan original, no ofrece ninguna ganancia sobre el conocimiento de la dosis real administrada, las tasas de toxicidad y el beneficio que supone la adaptación en términos de mejora de control local y reducción de la toxicidad; es más, si la adaptación no se realiza en el momento oportuno se puede perder la oportunidad de mejorar la ventana terapéutica.

Sin embargo, con la llegada de los avances tecnológicos la ART también se ha sofisticado.²²¹ La disponibilidad de imagen volumétrica en la propia unidad de tratamiento, junto con herramientas de autosegmentación, planificación inversa y la implementación de algoritmos de DIR en *softwares* comerciales han permitido que la decisión de adaptar el tratamiento se base en consideraciones dosimétricas y no solo geométricas, siendo el DIR el instrumento clave para tomar una decisión basada en la dosis acumulada durante el tratamiento y no en “capturas de imagen” en un instante determinado, lo que permitirá establecer, de una manera más precisa, las relaciones dosis - efecto volumen o la respuesta tras la radioterapia.²²²

Esta evolución de la ART conlleva cambios en los flujos de trabajo de radioterapia actuales:⁴ *offline* (modelos anatómicos programados, *triggered adaptation*, y adaptación programada), *online* (librería de planes, replanificación *online*) y la ART en tiempo real,²²³ en la que el plan se adapta continuamente a la anatomía del paciente permitiendo tener en cuenta los cambios intrafracción. Todas las aproximaciones siguen mostrando un punto débil: encontrar un criterio fiable para identificar los pacientes que realmente se benefician de la adaptación del tratamiento, además de, en el caso de la ART *offline*, cómo establecer un criterio para decidir en qué momento se debe realizar la adaptación del plan. Estos dos problemas han quedado patentes a lo largo del apartado 3 donde se ha mostrado la heterogeneidad a la hora de implementar la ART para las distintas localizaciones anatómicas: para cabeza y cuello parece adecuado realizar ART *offline* entre la 3ª y 4ª semana para aquellos pacientes que presenten una variación relevante de la dosis media en la parótida; para cáncer de pulmón, la ART a realizar depende del objetivo perseguido (mantenimiento de la dosis prescrita, mejora de la tolerancia en tejido sano, o escalar la dosis), siendo la fracción 15 la idónea para obtener mayor beneficio, si bien es muy dependiente de cada paciente; para próstata se baraja tanto el uso de ART *offline* tras las dos primeras semanas de tratamiento o ART *online*, ambas con el fin de reducir márgenes al PTV y realizar una escalada de dosis; para vejiga la estrategia más empleada es la ART *online* (plan del día u optimización de un nuevo plan); para tumores ginecológicos, en el que el uso

más extendido de ART es para cáncer de cérvix donde IGABT consiste en una adaptación individualizada para cada fracción del tratamiento.

Como se ha indicado en el apartado 4, es fundamental comprender cómo funcionan los algoritmos de registro deformable para hacer un uso propicio de los mismos; así es esencial conocer cómo es la función objetivo y en qué consisten sus términos de regularización, que en algunos casos puede requerir la definición de POI o ROI por parte del usuario para guiar al algoritmo y así conseguir que proporcionen deformaciones aceptables. Por otro lado, el usuario debe conocer cuál es la métrica de similitud empleada por el DIR, ya que las métricas geométricas serán más adecuadas para registros multimodalidad, mientras que las basadas en intensidad se deberán emplear para registros monomodalidad proporcionando mayor exactitud que los primeros al emplear un mayor número de puntos. Además, es imprescindible determinar la incertidumbre que introduce el DIR al relacionar dos imágenes, tal y como se ha mostrado en el apartado 5. Como se ha explicado en dicho apartado, su evaluación no es sencilla, ya que no existe una metodología libre de inconvenientes: las aplicaciones específicas de *software* pueden evaluar deformaciones que no sean muy representativas de la práctica clínica, mientras que los maniqués dosimétricos sólo permiten evaluar deformaciones en las que se conserva la masa y densidad de la estructura deformada. Por tanto, a pesar de poder realizarse una estimación de la incertidumbre de los algoritmos de deformación de dosis, la deformación calculada, basada en la correspondencia que se establece entre los vóxeles de los estudios de imagen que se pretenden deformar, se encuentra limitada cuando existe regresión de un tumor sólido o de volumen de un órgano de riesgo y por ende no se preserva el volumen/masa de la estructura que se quiere proyectar de un estudio a otro.

Finalmente, señalaremos que la implementación a la práctica clínica de la ART supone un gran uso de recursos humanos y materiales. No obstante, la llegada de la inteligencia artificial,²²⁴⁻²²⁶ en forma de redes neuronales convolucionales profundas (*neural convolutional networks*, CNN),²²⁴⁻²²⁷ que consiguen que el proceso de autosegmentación sea más rápido y exacto, y *machine learning*,²²⁸⁻²³⁴ supondrá un beneficio para todas las etapas de ART (delimitación de estructuras, registro de imágenes, planificación, control de calidad y toma de decisiones), lo que permitirá que esta técnica se convierta en una práctica rutinaria de tratamiento en los próximos años.

Agradecimientos

Este grupo de trabajo quiere mostrar su agradecimiento a determinadas personas y grupos por su contribución y ayuda a la elaboración de este documento:

- A la Junta Directiva de la SEFM y a su Comisión Científica por el apoyo prestado.
- A los integrantes de los Servicios o unidades de Radiofísica, donde los autores realizan su trabajo, por su comprensión y colaboración.
- A Aurora Vicedo González, de la sección de Radiofísica del Servicio de Oncología Radioterápica ERESA, en el Consorcio Hospital General Universitario de Valencia por su ayuda en el estudio de la incertidumbre del registro deformable mediante el uso del *software* comercial MIM.
- A Miguel Rodríguez, de Varian Medical Systems (España), por su colaboración en el estudio de la incertidumbre del registro deformable mediante el uso del *software* comercial Velocity™.
- Al Dr. José Pérez-Calatayud por la ayuda y asesoramiento en los comienzos de este Grupo de Trabajo.

Listado de abreviaturas

ART	Radioterapia adaptativa
C	Correlación cruzada
CBCT	Tomografía computarizada de haz cónico
CC	Coeficiente de correlación
CTV	Volumen blanco clínico
DSC	Coeficiente de similitud Dice
DIR	Registro deformable de imágenes
DMLC	Colimador multilámina dinámico
DVF	Campo vectorial de deformación
EBRT	Radioterapia externa
EQD2	Dosis equivalente en fracciones de 2 Gy externa
FOV	Campo de visión
GTV	Volumen tumoral macroscópico
HDV	Histograma dosis-volumen
IC	Consistencia inversa
ICRU	Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación
IGABT	Braquiterapia adaptativa guiada por la imagen
IGRT	Radioterapia guiada por la imagen
IM	Información mutua
IMRT	Radioterapia de intensidad modulada
LdP	Librería de planes
LINAC	Acelerador lineal de electrones
MLC	Colimador multilámina

MVCBCT	Tomografía computarizada de haz cónico
MVCT	Tomografía computarizada de haz de abanico
OAR	Órganos de riesgo
POI	Punto de interés
PRV	Volumen de planificación del órgano de riesgo
psTC	Pseudo TC
pTC	TC de planificación
PTV	Volumen blanco de planificación
RM	Resonancia magnética
RM-IGRT	Radioterapia guiada por imagen por resonancia magnética
ROI	Región de interés
RR	Registro rígido
SMLC	Multilámina estático
SSD	Suma de diferencias cuadráticas
TC	Tomografía computarizada
TC-ED	Tomografía computarizada-densidad electrónica
VMAT	Arcoterapia de modulación volumétrica
VVSS	Vesículas seminales
4D-TC	Tomografía computarizada de cuatro dimensiones

Referencias

- Gregoire V, Mackie TR, De Neve W, Gospodarowicz M, van Herk M, Niemierko A. ICRU Report 83. *J ICRU*. 2010. doi:10.1093/jicru/ndq013
- Yan D, Vicini F, Wong J, Martinez A. Adaptive radiation therapy. *Phys Med Biol*. 1997;42(1):123-132. doi:10.1088/0031-9155/42/1/008
- Yan D. Adaptive Radiotherapy: Merging Principle Into Clinical Practice. *Semin Radiat Oncol*. 2010;20(2):79-83. doi:https://doi.org/10.1016/j.semradonc.2009.11.001
- Green OL, Henke LE, Hugo GD. Practical Clinical Workflows for Online and Offline Adaptive Radiation Therapy. *Semin Radiat Oncol*. 2019;29(3):219-227. doi:https://doi.org/10.1016/j.semradonc.2019.02.004
- van Herk M. Errors and margins in radiotherapy. *Semin Radiat Oncol*. 2004;14(1):52-64. doi:https://doi.org/10.1053/j.semradonc.2003.10.003
- van Herk M, Remeijer P, Rasch C, Lebesque JV. The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. *Int J Radiat Oncol*. 2000;47(4):1121-1135. doi:https://doi.org/10.1016/S0360-3016(00)00518-6
- Litzenberg DW, Balter JM, Lam KL, Sandler HM, Ten Haken RK. Retrospective analysis of prostate cancer patients with implanted gold markers using off-line and adaptive therapy protocols. *Int J Radiat Oncol*. 2005;63(1):123-133. doi:https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2005.02.013
- Seet KYT, Barghi A, Yartsev S, Van Dyk J. The effects of field-of-view and patient size on CT numbers from cone-beam computed tomography. *Phys Med Biol*. 2009;54(20):6251-6262. doi:10.1088/0031-9155/54/20/014
- Posiewnik M, Piotrowski T. A review of cone-beam CT applications for adaptive radiotherapy of prostate cancer. *Phys Medica*. 2019;59:13-21. doi:https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.02.014
- Brock KK, Mutic S, McNutt TR, Li H, Kessler ML. Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132. *Med Phys*. 2017;44(7):e43-e76. http://doi.wiley.com/10.1002/mp.12256. Accessed April 9, 2018.
- Sonke JJ, Aznar M, Rasch C. Adaptive Radiotherapy for Anatomical Changes. *Semin Radiat Oncol*. 2019;29(3):245-257. doi:10.1016/j.semradonc.2019.02.007
- Nuver TT, Hoogeman MS, Remeijer P, van Herk M, Lebesque J V. An Adaptive Off-Line Procedure for Radiotherapy of Prostate Cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2007; 67(5):1559-1567. doi:10.1016/j.ijrobp.2006.12.010
- Van Kranen S, Mencarelli A, Van Beek S, Rasch C, Van Herk M, Sonke JJ. Adaptive radiotherapy with an average anatomy model: Evaluation and quantification of residual deformations in head and neck cancer patients. *Radiother Oncol*. 2013;109(3):463-468. doi:10.1016/j.radonc.2013.08.007
- Møller DS, Holt MI, Alber M, et al. Adaptive radiotherapy for advanced lung cancer ensures target coverage and decreases lung dose. *Radiother Oncol*. 2016;121(1):32-38. doi:10.1016/j.radonc.2016.08.019
- Ramella S, Fiore M, Silipigni S, et al. Local Control and Toxicity of Adaptive Radiotherapy Using Weekly CT Imaging: Results from the LARTIA Trial in Stage III NSCLC. *J Thorac Oncol*. 2017;12(7):1122-1130. doi:10.1016/j.jtho.2017.03.025
- Qin A, Gersten D, Liang J, et al. A clinical 3D/4D CBCT-based treatment dose monitoring system. *J Appl Clin Med Phys*. 2018;19(6):166-176. doi:10.1002/acm2.12474
- Schwartz DL, Garden AS, Thomas J, et al. Adaptive Radiotherapy for Head-and-Neck Cancer: Initial Clinical Outcomes From a Prospective Trial. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2012;83(3):986-993. doi:10.1016/j.ijrobp.2011.08.017
- Zhang B, Lee S-W, Chen S, et al. Action Levels on Dose and Anatomic Variation for Adaptive Radiation Therapy Using Daily Offline Plan Evaluation: Preliminary Results. *Pract Radiat Oncol*. 2019;9(1):49-54. doi:10.1016/j.prr.2018.08.006
- Paelinck L, Lievens Y, Gulyban A, et al. Adaptive radiotherapy for locally advanced non-small cell lung cancer, can we predict when and for whom? AU - Berkovic, Patrick. *Acta Oncol (Madr)*. 2015;54(9):1438-1444. doi:10.3109/0284186X.2015.1061209
- Huang H, Lu H, Feng G, et al. Determining appropriate timing of adaptive radiation therapy for nasopharyngeal carcinoma during intensity-modulated radiation therapy. *Radiat Oncol*. 2015;10:192:1-9. doi:10.1186/s13014-015-0498-1
- Kong VC, Taylor A, Chung P, Craig T, Rosewall T. Comparison of 3 image-guided adaptive strategies for bladder loco-regional radiotherapy. *Med Dosim*. 2019;44(2):111-116. doi:10.1016/j.meddos.2018.03.004

22. Zou W, Dong L, Kevin Teo B-K. Current State of Image Guidance in Radiation Oncology: Implications for PTV Margin Expansion and Adaptive Therapy. *Semin Radiat Oncol*. 2018;28(3):238-247. doi:https://doi.org/10.1016/j.semradonc.2018.02.008
23. Chen J, Morin O, Aubin M, Bucci MK, Chuang CF, Pouliot J. Dose-guided radiation therapy with megavoltage cone-beam CT. *Br J Radiol*. 2006;79(SPEC. ISS.):S87-S98. doi:10.1259/bjr/60612178
24. De Marco P, Abdi Osman I, Castellini F, et al. Image quality and dose evaluation of MVCT TomoTherapy acquisitions: A phantom study. *Phys Medica*. 2019;57:200-206. doi:10.1016/j.ejmp.2019.01.009
25. Held M, Cremers F, Sneed PK, et al. Assessment of image quality and dose calculation accuracy on kV CBCT, MV CBCT, and MV CT images for urgent palliative radiotherapy treatments. *J Appl Clin Med Phys*. 2016;17(2):279-290. doi:10.1120/jacmp.v17i2.6040
26. Guan H, Dong H. Dose calculation accuracy using cone-beam CT (CBCT) for pelvic adaptive radiotherapy. *Phys Med Biol*. 2009;54(20):6239-6250. doi:10.1088/0031-9155/54/20/013
27. Seet KYT, Barghi A, Yartsev S, Van Dyk J. The effects of field-of-view and patient size on CT numbers from cone-beam computed tomography. *Phys Med Biol*. 2009;54(20):6251-6262. doi:10.1088/0031-9155/54/20/014
28. Hatton J, McCurdy B, Greer PB. Cone beam computerized tomography: the effect of calibration of the Hounsfield unit number to electron density on dose calculation accuracy for adaptive radiation therapy. *Phys Med Biol*. 2009;54(15):N329-46. doi:10.1088/0031-9155/54/15/N01
29. Zhen X, Yan H, Zhou L, Jia X, Jiang SB. Deformable image registration of CT and truncated cone-beam CT for adaptive radiation therapy. *Phys Med Biol*. 2013;58(22):7979-7993. doi:10.1088/0031-9155/58/22/7979
30. Raysearch Laboratories. *RayStation 7 Manual de Usuario*. 2017:1-1114.
31. Fox T, Andl G, Bose S. Velocity and Deformable Image Registration. *White Pap Veloc Software, Varian Med Syst*. 2018:1-7.
32. Jordan P, Myronenko A, Gorczowski K, Foskey M, Holloway R, Maurer CR. Accuray deformable image registration: description and evaluation. white paper. *White paper | Accuray Precision™ software*. White Pap Accuray Software, Accuray Precis. 2017:1-8.
33. Piper J, Nelson A, Harper J. Deformable Image Registration in MIM Maestro™ Evaluation and Description [White Paper]. 2013:1-5.
34. Radiation Oncology P. *Pinnacle3 16.0 Dynamic Planning*. White Pap Pinnacle Softw. 2018:1-51.
35. Court LE, Dong L, Lee AK, et al. An automatic CT-guided adaptive radiation therapy technique by online modification of multileaf collimator leaf positions for prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2005;62(1):154-163. doi:10.1016/j.ijrobp.2004.09.045
36. Mohan R, Zhang X, Wang H, et al. Use of deformed intensity distributions for on-line modification of image-guided IMRT to account for interfractional anatomic changes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2005;61(4):1258-1266. doi:10.1016/j.ijrobp.2004.11.033
37. Lim-Reinders S, Keller BM, Al-Ward S, Sahgal A, Kim A. Online Adaptive Radiation Therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2017;99(4):994-1003. doi:10.1016/j.ijrobp.2017.04.023
38. Badey A, Barateau A, Delaby N, et al. Overview of adaptive radiotherapy in 2019: From implementation to clinical use. *Cancer Radiother*. 2019;23(6-7):581-591. doi:10.1016/j.canrad.2019.07.142
39. X. AL, E. A. Online Adaptive Correction Strategies for Interfraction Variations. In: Press C, ed. *Adaptive Radiation Therapy*. 1st Edition; 2011:426.
40. Hunt A, Hansen VN, Oelfke U, Nill S, Hafeez S. Adaptive Radiotherapy Enabled by MRI Guidance. *Clin Oncol*. 2018;30(11):711-719. doi:10.1016/j.clon.2018.08.001
41. Noel C, Parikh P, Spencer C, et al. Comparison of onboard low-field magnetic resonance imaging versus onboard computed tomography for anatomy visualization in radiotherapy. *Acta Oncol*. 2015;54:1-9. doi:10.3109/0284186X.2015.1062541
42. Chilla GS, Tan CH, Xu C, Poh CL. Diffusion weighted magnetic resonance imaging and its recent trend-a survey. *Quant Imaging Med Surg*. 2015;5(3):407-422. doi:10.3978/j.issn.2223-4292.2015.03.01
43. Johnstone E, Wyatt JJ, Henry AM, et al. Systematic Review of Synthetic Computed Tomography Generation Methodologies for Use in Magnetic Resonance Imaging-Only Radiation Therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2018;100(1):199-217. doi:10.1016/j.ijrobp.2017.08.043
44. Prabhakar R, Julka PK, Ganesh T, Munshi A, Joshi RC, Rath GK. Feasibility of using MRI alone for 3D Radiation Treatment Planning in Brain Tumors. *Jpn J Clin Oncol*. 2007;37(6):405-411. doi:10.1093/jjco/hym050
45. Karotki A, Mah K, Meijer G, Meltsner M. Comparison of bulk electron density and voxel-based electron density treatment planning. *J Appl Clin Med Phys*. 2011;12(4):97-104. doi:10.1120/jacmp.v12i4.3522
46. Korsholm ME, Waring LW, Edmund JM. A criterion for the reliable use of MRI-only radiotherapy. *Radiat Oncol*. 2014;9(1):16. doi:10.1186/1748-717X-9-16
47. Lambert J, Greer PB, Menk F, et al. MRI-guided prostate radiation therapy planning: Investigation of dosimetric accuracy of MRI-based dose planning. *Radiother Oncol*. 2011;98(3):330-334. doi:https://doi.org/10.1016/j.radonc.2011.01.012
48. Chin AL, Lin A, Anamalayil S, Teo B-KK. Feasibility and limitations of bulk density assignment in MRI for head and neck IMRT treatment planning. *J Appl Clin Med Phys*. 2014;15(5):100-111. doi:10.1120/jacmp.v15i5.4851
49. Dowling JA, Sun J, Pichler P, et al. Automatic Substitute Computed Tomography Generation and Contouring for Magnetic Resonance Imaging (MRI)-Alone External Beam Radiation Therapy From Standard MRI Sequences. *Int J Radiat Oncol*. 2015;93(5):1144-1153. doi:https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2015.08.045
50. Dowling JA, Lambert J, Parker J, et al. An Atlas-Based Electron Density Mapping Method for Magnetic Resonance Imaging (MRI)-Alone Treatment Planning and Adaptive MRI-Based Prostate Radiation Therapy. *Int J Radiat Oncol*. 2012;83(1):e5-e11. doi:https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2011.11.056

51. Edmund JM, Andreasen D, Mahmood F, Van Leemput K. Cone beam computed tomography guided treatment delivery and planning verification for magnetic resonance imaging only radiotherapy of the brain. *Acta Oncol (Madr)*. 2015;54(9):1496-1500. doi:10.3109/0284186X.2015.1062546
52. Kim J, Glide-Hurst C, Doemer A, Wen N, Movsas B, Chetty IJ. Implementation of a Novel Algorithm For Generating Synthetic CT Images From Magnetic Resonance Imaging Data Sets for Prostate Cancer Radiation Therapy. *Int J Radiat Oncol*. 2015;91(1):39-47. doi:https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2014.09.015
53. Koivula L, Wee L, Korhonen J. Feasibility of MRI-only treatment planning for proton therapy in brain and prostate cancers: Dose calculation accuracy in substitute CT images. *Med Phys*. 2016;43(8):4634-4642. doi:10.1118/1.4958677
54. Raaijmakers A, Raaymakers BW, Lagendijk J. Integrating a MRI scanner with a 6 MV radiotherapy accelerator: Dose increase at tissue-air interfaces in a lateral magnetic field due to returning electrons. *Phys Med Biol*. 2005;50:1363-1376. doi:10.1088/0031-9155/50/7/002
55. Klüter S. Technical design and concept of a 0.35 T MR-Linac. *Clin Transl Radiat Oncol*. 2019;18:98-101. doi:10.1016/j.ctro.2019.04.007
56. Mutic S, Dempsey JF. The ViewRay System: Magnetic Resonance-Guided and Controlled Radiotherapy. *Semin Radiat Oncol*. 2014;24(3):196-199. doi:10.1016/j.semradonc.2014.02.008
57. Fischer-Valuck BW, Henke L, Green O, et al. Two-and-a-half year clinical experience with the world's first magnetic resonance image-guided radiation therapy system. *Adv Radiat Oncol*. 2017;2(3):485-493. doi:10.1016/j.adro.2017.05.006
58. Acharya S, Fischer-Valuck BW, Kashani R, et al. Online Magnetic Resonance Image Guided Adaptive Radiation Therapy: First Clinical Applications. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2016;94(2):394-403. doi:10.1016/j.ijrobp.2015.10.015
59. Lagendijk JJW, Raaymakers BW, van Vulpen M. The magnetic resonance imaging-linac system. *Semin Radiat Oncol*. 2014;24(3):207-209. doi:10.1016/j.semradonc.2014.02.009
60. Tijssen RHN, Philippens MEP, Paulson ES, et al. MRI commissioning of 1.5T MR-linac systems – a multi-institutional study. *Radiother Oncol*. 2019;132:114-120. doi:10.1016/j.radonc.2018.12.011
61. Stemkens B, Glitzner M, Kontaxis C, et al. Effect of intra-fraction motion on the accumulated dose for free-breathing MR-guided stereotactic body radiation therapy of renal-cell carcinoma. *Phys Med Biol*. 2017;62(18):7407-7424. doi:10.1088/1361-6560/aa83f7
62. Kontaxis C, Bol GH, Lagendijk JJW, Raaymakers BW. Towards adaptive IMRT sequencing for the MR-linac. *Phys Med Biol*. 2015;60(6):2493-2509. doi:10.1088/0031-9155/60/6/2493
63. Bol GH, Hissoiny S, Lagendijk JJW, Raaymakers BW. Fast online Monte Carlo-based IMRT planning for the MRI linear accelerator. *Phys Med Biol*. 2012;57(5):1375-1385. doi:10.1088/0031-9155/57/5/1375
64. Raaymakers B, Jürgenliemk-Schulz I, Bol G, et al. First patients treated with a 1.5 T MRI-Linac: Clinical proof of concept of a high-precision, high-field MRI guided radiotherapy treatment. *Phys Med Biol*. 2017;62:L41-L50. doi:10.1088/1361-6560/aa9517
65. Lamb J, Cao M, Kishan A, et al. Online Adaptive Radiation Therapy: Implementation of a New Process of Care. *Cureus*. 2017;9(8):e1618. doi:10.7759/cureus.1618
66. Ethos_Brochure_RAD10737_Mar2020.
67. Henke L, Kashani R, Robinson C, et al. Phase I trial of stereotactic MR-guided online adaptive radiation therapy (SMART) for the treatment of oligometastatic or unresectable primary malignancies of the abdomen. *Radiother Oncol*. 2018;126(3):519-526. doi:10.1016/j.radonc.2017.11.032
68. Noel CE, Santanam L, Parikh PJ, Mutic S. Process-based quality management for clinical implementation of adaptive radiotherapy. *Med Phys*. 2014;41(8):081717. doi:10.1118/1.4890589
69. Winkel D, Bol G, Kroon P, et al. Adaptive radiotherapy: The Elekta Unity MR-linac concept. *Clin Transl Radiat Oncol*. 2019;18:54-59. doi:10.1016/j.ctro.2019.04.001
70. Collins SD, Leech MM. A review of plan library approaches in adaptive radiotherapy of bladder cancer. *Acta Oncol (Madr)*. 2018;57(5):566-573. doi:10.1080/0284186X.2017.1420908
71. Thörnqvist S, Hysing LB, Tuomikoski L, et al. Adaptive radiotherapy strategies for pelvic tumors – a systematic review of clinical implementations. *Acta Oncol (Madr)*. 2016;55(8):943-958. doi:10.3109/0284186X.2016.1156738
72. Meijer GJ, Van Der Toorn PP, Bal M, Schuring D, Weterings J, De Wildt M. High precision bladder cancer irradiation by integrating a library planning procedure of 6 prospectively generated SIB IMRT plans with image guidance using lipiodol markers. *Radiother Oncol*. 2012;105(2):174-179. doi:10.1016/j.radonc.2012.08.011
73. Lalondrelle S, Huddart R, Warren-Oseni K, et al. Adaptive-predictive organ localization using cone-beam computed tomography for improved accuracy in external beam radiotherapy for bladder cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2011;79(3):705-712. doi:10.1016/j.ijrobp.2009.12.003
74. Tuomikoski L, Korhonen J, Collan J, et al. Implementation of adaptive radiation therapy for urinary bladder carcinoma: Imaging, planning and image guidance. *Acta Oncol (Madr)*. 2013;52(7):1451-1457. doi:10.3109/0284186X.2013.813639
75. Foroudi F, Pham D, Rolfo A, et al. The outcome of a multi-centre feasibility study of online adaptive radiotherapy for muscle-invasive bladder cancer TROG 10.01 BOLART. *Radiother Oncol*. 2014;111(2):316-320. doi:10.1016/j.radonc.2014.02.015
76. Vestergaard A, Muren LP, Lindberg H, et al. Normal tissue sparing in a phase II trial on daily adaptive plan selection in radiotherapy for urinary bladder cancer. *Acta Oncol*. 2014;53(8):997-1004. doi:10.3109/0284186X.2014.928419
77. Ahunbay EE, Peng C, Holmes S, Godley A, Lawton C, Li XA. Online adaptive replanning method for prostate radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2010;77(5):1561-1572. doi:10.1016/j.ijrobp.2009.10.013
78. Ahunbay EE, Peng C, Chen GP, et al. An on-line replanning scheme for interfractional variations. *Med Phys*. 2008;35(8):3607-3615. doi:10.1118/1.2952443
79. Bol GH, Lagendijk JJW, Raaymakers BW. Virtual couch shift (VCS): Accounting for patient translation and rotation by onli-

- ne IMRT re-optimization. *Phys Med Biol.* 2013;58(9):2989-3000. doi:10.1088/0031-9155/58/9/2989
80. Tol JP, Dahele M, Delaney AR, Slotman BJ, Verbakel WFAR. Can knowledge-based DVH predictions be used for automated, individualized quality assurance of radiotherapy treatment plans? *Radiat Oncol.* 2015;10(1):1-14. doi:10.1186/s13014-015-0542-1
 81. Zhang X, Li X, Quan EM, Pan X, Li Y. A methodology for automatic intensity-modulated radiation treatment planning for lung cancer. *Phys Med Biol.* 2011;56(13):3873-3893. doi:10.1088/0031-9155/56/13/009
 82. Li X, Quan EM, Li Y, et al. A fully automated method for ct-on-rails-guided online adaptive planning for prostate cancer intensity modulated radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2013;86(5):835-841. doi:10.1016/j.ijrobp.2013.04.014
 83. Mestrovic A, Milete M-P, Nichol A, Clark BG, Otto K. Direct aperture optimization for online adaptive radiation therapy. *Med Phys.* 2007;34(5):1631-1646. doi:10.1118/1.2719364
 84. Ziegenhein P, Kamerling C P and Oelfke U PS. Fast cpu-based Monte Carlo simulation for radiotherapy dose calculation. *Phys Med Biol.* 2015;60(15):6097-6111. <http://stacks.iop.org/0031-9155/60/i=15/a=6097>.
 85. Gu X, Choi D, Men C, Pan H, Majumdar A, Jiang SB. GPU-based ultra-fast dose calculation using a finite size pencil beam model. *Phys Med Biol.* 2009;54(20):6287-6297. doi:10.1088/0031-9155/54/20/017
 86. Pratz G, Xing L. GPU computing in medical physics: a review. *Med Phys.* 2011;38(5):2685-2697. doi:10.1118/1.3578605
 87. Men C, Jia X, Jiang SB. GPU-based ultra-fast direct aperture optimization for online adaptive radiation therapy. *Phys Med Biol.* 2010;55(15):4309-4319. doi:10.1088/0031-9155/55/15/008
 88. Cai B, Green OL, Kashani R, Rodriguez VL, Mutic S, Yang D. A practical implementation of physics quality assurance for photon adaptive radiotherapy. *Z Med Phys.* 2018;28(3):211-223. doi:10.1016/j.zemedi.2018.02.002
 89. Peng C, Chen G, Ahunbay E, Wang D, Lawton C, Li XA. Validation of an online replanning technique for prostate adaptive radiotherapy. *Phys Med Biol.* 2011;56(12):3659-3668. doi:10.1088/0031-9155/56/12/013
 90. Fontenot JD. Evaluation of a novel secondary check tool for intensity-modulated radiotherapy treatment planning. *J Appl Clin Med Phys.* 2014;15(5):4990. doi:10.1120/jacmp.v15i5.4990
 91. Le AH, Stojadinovic S, Timmerman R, et al. Real-Time Whole-Brain Radiation Therapy: A Single-Institution Experience. *Int J Radiat Oncol.* 2018;100(5):1280-1288. doi:https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2017.12.282
 92. Mata Colodro F, Serna Berna A, Puchades Puchades V. Dosimetric validation of a redundant independent calculation software for VMAT fields. *Phys Med.* 2013;29(4):341-349. doi:10.1016/j.ejmp.2012.05.003
 93. Pawlicki T, Yoo S, Court LE, et al. Moving from IMRT QA measurements toward independent computer calculations using control charts. *Radiat Oncol.* 2008;89(3):330-337. doi:10.1016/j.radonc.2008.07.002
 94. Tuazon B, Narayanasamy G, Papanikolaou N, Kirby N, Mavroidis P, Stathakis S. Evaluation and comparison of second-check monitor unit calculation software with Pinnacle3 treatment planning system. *Phys Medica.* 2018;45(December 2017):186-191. doi:10.1016/j.ejmp.2017.12.004
 95. Thoecking J, Fleckenstein J, Sekar Y, et al. Patient-specific online dose verification based on transmission detector measurements. *Radiat Oncol.* 2016;119(2):351-356. doi:https://doi.org/10.1016/j.radonc.2016.04.003
 96. Olch AJ, O'Meara K, Wong KK. First Report of the Clinical Use of a Commercial Automated System for Daily Patient QA Using EPID Exit Images. *Adv Radiat Oncol.* 2019;4(4):722-728. doi:https://doi.org/10.1016/j.adro.2019.04.001
 97. Castelli J, Simon A, Rigaud B, et al. Adaptive radiotherapy in head and neck cancer is required to avoid tumor underdose. *Acta Oncol (Madr).* 2018;57(9):1267-1270. doi:10.1080/0284186X.2018.1468086
 98. Brouwer CL, Steenbakkens RJHM, Langendijk JA, Sijtsma NM. Identifying patients who may benefit from adaptive radiotherapy: Does the literature on anatomic and dosimetric changes in head and neck organs at risk during radiotherapy provide information to help? *Radiat Oncol.* 2015;115(3):285-294. doi:10.1016/j.radonc.2015.05.018
 99. Chuter RW, Pollitt A, Whitehurst P, Mackay RI, Van Herk M, McWilliam A. Assessing MR-linac radiotherapy robustness for anatomical changes in head and neck cancer. *Phys Med Biol.* 2018;63(12):125020. doi:10.1088/1361-6560/aac749
 100. Noble DJ, Yeap PL, Seah SYK, et al. Anatomical change during radiotherapy for head and neck cancer, and its effect on delivered dose to the spinal cord. *Radiat Oncol.* 2019;130:32-38. doi:10.1016/j.radonc.2018.07.009
 101. Castadot P, Lee JA, Geets X, Grégoire V. Adaptive Radiotherapy of Head and Neck Cancer. *Semin Radiat Oncol.* 2010;20(2):84-93. doi:https://doi.org/10.1016/j.semradi.2009.11.002
 102. Veresezan O, Troussier I, Lacout A, et al. Adaptive radiation therapy in head and neck cancer for clinical practice: state of the art and practical challenges. *Jpn J Radiol.* 2017;35(2):43-52. doi:10.1007/s11604-016-0604-9
 103. Gros SAA, Xu W, Roeske JC, Choi M, Emami B, Surucu M. A novel surrogate to identify anatomical changes during radiotherapy of head and neck cancer patients. *Med Phys.* 2017;44(3):924-934. doi:10.1002/mp.12067
 104. Mendez LC, Moraes FY, Poon I, Marta GN. The management of head and neck tumors with high technology radiation therapy. *Expert Rev Anticancer Ther.* 2016;16(1):99-110. doi:10.1586/14737140.2016.1121111
 105. Brown E, Owen R, Harden F, et al. Head and neck adaptive radiotherapy: Predicting the time to replan. *Asia Pac J Clin Oncol.* 2016;12(4):460-467. doi:10.1111/ajco.12516
 106. Zhang P, Simon A, Rigaud B, et al. Optimal adaptive IMRT strategy to spare the parotid glands in oropharyngeal cancer. *Radiat Oncol.* 2016;120(1):41-47. doi:10.1016/j.radonc.2016.05.028
 107. Hvid CA, Elstrøm UV, Jensen K, Grau C. Cone-beam computed tomography (CBCT) for adaptive image guided head and neck radiation therapy. *Acta Oncol (Madr).* 2018;57(4):552-556. doi:10.1080/0284186X.2017.1398414
 108. Mazzola R, Fiorentino A, Ricchetti F, Gregucci F, Corradini S, Alongi F. An update on radiation therapy in head and neck

- cancers. *Expert Rev Anticancer Ther.* 2018;18(4):359-364. doi:10.1080/14737140.2018.1446832
109. Brouwer CL, Steenbakkers RJHM, van der Schaaf A, et al. Selection of head and neck cancer patients for adaptive radiotherapy to decrease xerostomia. *Radiother Oncol.* 2016;120(1):36-40. doi:10.1016/j.radonc.2016.05.025
 110. Brown E, Owen R, Harden F, et al. Predicting the need for adaptive radiotherapy in head and neck cancer. *Radiother Oncol.* 2015;116(1):57-63. doi:10.1016/j.radonc.2015.06.025
 111. Vickress JR, Battista J, Barnett R, Yartsev S. Online daily assessment of dose change in head and neck radiotherapy without dose-recalculation. *J Appl Clin Med Phys.* 2018;19(5):659-665. doi:10.1002/acm.2.12432
 112. Piron O, Varfalvy N, Archambault L. Establishing action threshold for change in patient anatomy using EPID gamma analysis and PTV coverage for head and neck radiotherapy treatment. *Med Phys.* 2018;45(8):3534-3545. doi:10.1002/mp.13045
 113. Surucu M, Shah KK, Roeske JC, Choi M, Small W, Emami B. Adaptive Radiotherapy for Head and Neck Cancer: Implications for Clinical and Dosimetry Outcomes. *Technol Cancer Res Treat.* 2017;16(2):218-223. doi:10.1177/1533034616662165
 114. Kataria T, Gupta D, Goyal S, et al. Clinical outcomes of adaptive radiotherapy in head and neck cancers. *Br J Radiol.* 2016;89(1062):20160085. doi:10.1259/bjr.20160085
 115. Kavanaugh J, Hugo G, Robinson CG, Roach MC. Anatomical Adaptation—Early Clinical Evidence of Benefit and Future Needs in Lung Cancer. *Semin Radiat Oncol.* 2019;29(3):274-283. doi:10.1016/j.semradonc.2019.02.009
 116. Tvilum M, Khalil AA, Møller DS, Hoffmann L, Knap MM. Clinical outcome of image-guided adaptive radiotherapy in the treatment of lung cancer patients. *Acta Oncol (Madr).* 2015;54(9):1430-1437. doi:10.3109/0284186X.2015.1062544
 117. Xiao L, Liu N, Zhang G, et al. Late-course adaptive adjustment based on metabolic tumor volume changes during radiotherapy may reduce radiation toxicity in patients with non-small cell lung cancer. *PLoS One.* 2017;12(1):1-11. doi:10.1371/journal.pone.0170901
 118. Kelsey CR, Christensen JD, Chino JP, Adamson J, Ready NE, Perez BA. Adaptive planning using positron emission tomography for locally advanced lung cancer: A feasibility study. *Pract Radiat Oncol.* 2016;6(2):96-104. doi:10.1016/j.prro.2015.10.009
 119. Hoffmann L, Alber M, Jensen MF, Holt MI, Møller DS. Adaptation is mandatory for intensity modulated proton therapy of advanced lung cancer to ensure target coverage. *Radiother Oncol.* 2017;122(3):400-405. doi:10.1016/j.radonc.2016.12.018
 120. Chang JY, Zhang X, Knopf A, et al. Consensus Guidelines for Implementing Pencil-Beam Scanning Proton Therapy for Thoracic Malignancies on Behalf of the PTCOG Thoracic and Lymphoma Subcommittee. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2017;99(1):41-50. doi:10.1016/j.ijrobp.2017.05.014
 121. Dial C, Weiss E, Siebers J V, Hugo GD, Dial C, Weiss E. Benefits of adaptive radiation therapy in lung cancer as a function of replanning frequency Benefits of adaptive radiation therapy in lung cancer as a function of replanning frequency. 2016;43(4):1787-1794. doi:10.1118/1.4943564
 122. Li XA, Wu Q. Online adaptive planning for prostate cancer radiotherapy is necessary and ready now. *Med Phys.* 2014;41(8):080601-1-080601-080603. doi:10.1118/1.4883875
 123. McPartlin AJ, Li XA, Kershaw LE, et al. MRI-guided prostate adaptive radiotherapy – A systematic reviewMRI-linac and prostate motion review. *Radiother Oncol.* 2016;119(3):371-380. doi:10.1016/j.radonc.2016.04.014
 124. Fernández Letón P, Baños Capilla C, Bea Gilabert J, et al. Recomendaciones de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) sobre implementación y uso clínico de radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) Recommendations of the Spanish Society Of Medical Physics (SEFM) on Implementation and clinical use. *Rev Física Médica.* 2017;18(2):77-142.
 125. Chiesa S, Placidi L, Azario L, et al. Adaptive optimization by 6 DOF robotic couch in prostate volumetric IMRT treatment: Rototranslational shift and dosimetric consequences. *J Appl Clin Med Phys.* 2015;16(5):35-45. doi:10.1120/jacmp.v16i5.5525
 126. Wust P, Barelkowski T, Böhmer D, et al. Dosimetric implications of inter- and intrafractional prostate positioning errors during tomotherapyDosimetrische Veränderungen durch inter- und intrafraktionelle Prostataverschiebungen bei der Tomotherapie. *Strahlentherapie und Onkol.* 2017;193(9):700-706. doi:10.1007/s00066-017-1141-x
 127. Huang CY, Tehrani JN, Ng JA, Booth J, Keall P. Six degrees-of-freedom prostate and lung tumor motion measurements using kilovoltage intrafraction monitoring. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2015;91(2):368-375. doi:10.1016/j.ijrobp.2014.09.040
 128. Tong X, Chen X, Li J, et al. Intrafractional prostate motion during external beam radiotherapy monitored by a real-time target localization system. *J Appl Clin Med Phys.* 2015;16(2):51-61. doi:10.1120/jacmp.v16i2.5013
 129. Shibayama Y, Arimura H, Hirose TA, et al. Investigation of interfractional shape variations based on statistical point distribution model for prostate cancer radiation therapy. *Med Phys.* 2017;44(5):1837-1845. doi:10.1002/mp.12217
 130. Oates R, Brown A, Tan A, et al. Real-time Image-guided Adaptive-predictive Prostate Radiotherapy using Rectal Diameter as a Predictor of Motion. *Clin Oncol.* 2017;29(3):180-187. doi:10.1016/j.clon.2016.09.019
 131. Pearson D, Gill SK, Campbell N, Reddy K. Dosimetric and volumetric changes in the rectum and bladder in patients receiving CBCT-guided prostate IMRT: Analysis based on daily CBCT dose calculation. *J Appl Clin Med Phys.* 2016;17(6):107-117. doi:10.1120/jacmp.v17i6.6207
 132. Chen Z, Yang Z, Wang J, Hu W. Dosimetric impact of different bladder and rectum filling during prostate cancer radiotherapy. *Radiat Oncol.* 2016;11(1):1-8. doi:10.1186/s13014-016-0681-z
 133. Juneja P, Colvill E, Kneebone A, et al. Quantification of intrafraction prostate motion and its dosimetric effect on VMAT. *Australas Phys Eng Sci Med.* 2017;40(2):317-324. doi:10.1007/s13246-017-0536-4
 134. Liu F, Ahunbay E, Lawton C and LX. Assessment and management of interfractional variations in daily diagnostic-qua-

- lity-CT guided prostate-bed irradiation after prostatectomy. *Med Phys.* 2014;41(3):9-12. doi:10.1118/1.4866222 LK
135. Maeda Y, Saito M, Saga Y, et al. Effects of organ motion on proton prostate treatments, as determined from analysis of daily CT imaging for patient positioning. *Med Phys.* 2018;45(5):1844-1856. doi:10.1002/mp.12869
 136. Moteabbed M, Trofimov A, Khan FH, et al. Impact of inter-fractional motion on hypofractionated pencil beam scanning proton therapy and VMAT delivery for prostate cancer. *Med Phys.* 2018;45(9):4011-4019. doi:10.1002/mp.13091
 137. Kontaxis C, Bol GH, Kerkmeijer LGW, Lagendijk JJW, Raaymakers BW. Fast online replanning for interfraction rotation correction in prostate radiotherapy. *Med Phys.* 2017;44(10):5034-5042. doi:10.1002/mp.12467
 138. Saito N, Schmitt D, Bangert M. Correlation between intra-fractional motion and dosimetric changes for prostate IMRT: Comparison of different adaptive strategies. *J Appl Clin Med Phys.* 2018;19(4):87-97. doi:10.1002/acm2.12359
 139. McVicar N, Popescu IA, Heath E. Techniques for adaptive prostate radiotherapy. *Phys Medica.* 2016;32(3):492-498. doi:10.1016/j.ejmp.2016.03.010
 140. Kong VC, Taylor A, Rosewall T. Adaptive Radiotherapy for Bladder Cancer—A Systematic Review. *J Med Imaging Radiat Sci.* 2017;48(2):199-206. doi:10.1016/j.jmir.2016.10.014
 141. Dees-Ribbers HM, Betgen A, Pos FJ, Witteveen T, Remeijer P, Van Herk M. Inter- and intra-fractional bladder motion during radiotherapy for bladder cancer: A comparison of full and empty bladders. *Radiother Oncol.* 2014;113(2):254-259. doi:10.1016/j.radonc.2014.08.019
 142. Nishioka K, Shimizu S, Shinohara N, et al. Analysis of inter- and intra fractional partial bladder wall movement using implanted fiducial markers. *Radiat Oncol.* 2017;12(1):44. doi:10.1186/s13014-017-0778-z
 143. Kibrom AZ, Knight KA. Adaptive radiation therapy for bladder cancer: A review of adaptive techniques used in clinical practice. *J Med Radiat Sci.* 2015;62(4):277-285. doi:10.1002/jmrs.129
 144. Vestergaard A, Hafeez S, Muren LP, et al. The potential of MRI-guided online adaptive re-optimisation in radiotherapy of urinary bladder cancer. *Radiother Oncol.* 2016;118(1):154-159. doi:10.1016/j.radonc.2015.11.003
 145. Tanderup K, Lindegaard JC, Kirisits C, et al. Image Guided Adaptive Brachytherapy in cervix cancer: A new paradigm changing clinical practice and outcome. *Radiother Oncol.* 2016;120(3):365-369. doi:10.1016/j.radonc.2016.08.007
 146. Cree A, Livsey J, Barraclough L, et al. The Potential Value of MRI in External-Beam Radiotherapy for Cervical Cancer. *Clin Oncol.* 2018;30(11):737-750. doi:10.1016/j.clon.2018.08.002
 147. Heijkoop ST, Langerak TR, Quint S, et al. Quantification of intra-fraction changes during radiotherapy of cervical cancer assessed with pre- and post-fraction Cone Beam CT scans. *Radiother Oncol.* 2015;117(3):536-541. doi:10.1016/j.radonc.2015.08.034
 148. Tan MBBS, MRCP, FRCR, MD LT, Tanderup PhD K, Kirisits PhD C, et al. Image-guided Adaptive Radiotherapy in Cervical Cancer. *Semin Radiat Oncol.* 2019;29(3):284-298. doi:10.1016/j.semradonc.2019.02.010
 149. Visser J, Boer P De, Crama KF, et al. Dosimetric comparison of library of plans and online MRI-guided radiotherapy of cervical cancer in the presence of intrafraction anatomical changes. *Radiat Oncol.* 2019;14(1):126.
 150. Rigaud B, Simon A, Gobeli M, et al. Statistical Shape Model to Generate a Planning Library for Cervical Adaptive Radiotherapy. *IEEE Trans Med Imaging.* 2019;38(2):406-416. doi:10.1109/TMI.2018.2865547
 151. Tanderup K, Nielsen SK, Nyvang GB, et al. From point A to the sculpted pear: MR image guidance significantly improves tumour dose and sparing of organs at risk in brachytherapy of cervical cancer. *Radiother Oncol.* 2010;94(2):173-180. doi:10.1016/j.radonc.2010.01.001
 152. Serban M, Kirisits C, Pötter R, et al. Isodose surface volumes in cervix cancer brachytherapy: Change of practice from standard (Point A) to individualized image guided adaptive (EMBRACE I) brachytherapy. *Radiother Oncol.* 2018;129(3):567-574. doi:10.1016/j.radonc.2018.09.002
 153. van de Schoot AJAJ, de Boer P, Visser J, Stalpers LJA, Rasch CRN, Bel A. Dosimetric advantages of a clinical daily adaptive plan selection strategy compared with a non-adaptive strategy in cervical cancer radiation therapy. *Acta Oncol (Madr).* 2017;56(5):667-674. doi:10.1080/0284186X.2017.1287949
 154. van de Schoot AJAJ, de Boer P, Crama KF, et al. Dosimetric advantages of proton therapy compared with photon therapy using an adaptive strategy in cervical cancer. *Acta Oncol (Madr).* 2016;55(7):892-899. doi:10.3109/0284186X.2016.1139179
 155. Brock KK. Adaptive Radiotherapy: Moving Into the Future. *Semin Radiat Oncol.* 2019;29(3):181-184. doi:10.1016/j.semradonc.2019.02.011
 156. Sager O, Dincoglan F, Uysal B, et al. Evaluation of adaptive radiotherapy (ART) by use of replanning the tumor bed boost with repeated computed tomography (CT) simulation after whole breast irradiation (WBI) for breast cancer patients having clinically evident seroma. *Jpn J Radiol.* 2018;36(6):401-406. doi:10.1007/s11604-018-0735-2
 157. Dickie C, Parent A, Griffin AM, et al. The value of adaptive preoperative radiotherapy in management of soft tissue sarcoma. *Radiother Oncol.* 2017;122(3):458-463. doi:https://doi.org/10.1016/j.radonc.2016.12.028
 158. Peyraga G, Robaine N, Khalifa J, Cohen-Jonathan-Moyal E, Payoux P, Laprie A. Molecular pet imaging in adaptive radiotherapy: Brain. *Q J Nucl Med Mol Imaging.* 2018;62(4):337-348. doi:10.23736/S1824-4785.18.03116-3
 159. Oh S, Kim S. Deformable image registration in radiation therapy. *Radiat Oncol J.* 2017;35(2):101-111. doi:10.3857/roj.2017.00325
 160. Chetty IJ, Rosu-Bubulac M. Deformable Registration for Dose Accumulation. *Semin Radiat Oncol.* 2019;29(3):198-208. doi:10.1016/j.semradonc.2019.02.002
 161. Sotiras A, Davatzikos C, Paragios N. Deformable medical image registration: A survey. *IEEE Trans Med Imaging.* 2013;32(7):1153-1190. doi:10.1109/TMI.2013.2265603
 162. Glocker B, Sotiras A, Komodakis N, Paragios N. Deformable Medical Image Registration: Setting the State of the Art with Discrete Methods. *Annu Rev Biomed Eng.* 2011;13(1):219-244. doi:10.1146/annurev-bioeng-071910-124649
 163. Yang D, Li H, Low DA, Deasy JO, Naqa I El. A fast inverse consistent deformable image registration method

- based on symmetric optical flow computation. *Phys Med Biol.* 2008;53(21):6143-6165. doi:10.1088/0031-9155/53/21/017
164. Staring M, Klein S, Pluim JPW. A rigidity penalty term for nonrigid registration. *Med Phys.* 2007;34(11):4098-4108. doi:10.1118/1.2776236
 165. Weistrand O, Svensson S. The ANACONDA algorithm for deformable image registration in radiotherapy. *Med Phys.* 2014;42(1):40-53. doi:10.1118/1.4894702
 166. Klein S, Staring M, Pluim JPW. Evaluation of optimization methods for nonrigid medical image registration using mutual information and B-splines. *IEEE Trans Image Process.* 2007;16(12):2879-2890. doi:10.1109/TIP.2007.909412
 167. Yu G, Liang Y, Yang G, et al. Accelerated gradient-based free form deformable registration for online adaptive radiotherapy. *Phys Med Biol.* 2015;60(7):2765-2783. doi:10.1088/0031-9155/60/7/2765
 168. García-Mollá R, Marco-Blancas N de, Bonaque J, Vidueira L, López-Tarjuelo J, Perez-Calatayud J. Validation of a deformable image registration produced by a commercial treatment planning system in head and neck. *Phys Medica.* 2015;31(3):219-223. doi:10.1016/j.ejmp.2015.01.007
 169. Pluim, JP AMJ and VM. Mutual-Information-Based Registration of Medical Images: A Survey. *IEEE Trans Med Imaging.* 2003;22(8):986-1004. doi:10.1109/TMI.2003.815867
 170. Piper JW, Richmond JH, Nelson AS. VoxAlign Deformation Engine © Deformable Algorithms. 2018. www.mimsoftware.com.
 171. Castadot P, Lee JA, Parraga A, Geets X, Macq B, Grégoire V. Comparison of 12 deformable registration strategies in adaptive radiation therapy for the treatment of head and neck tumors. *Radiother Oncol.* 2008;89(1):1-12. doi:10.1016/j.radonc.2008.04.010
 172. JP T. Image matching as a diffusion process: an analogy with Maxwell's demons. *Med Image Anal.* 1998;2(3):243-260. doi:10.1016/S1361-8415(98)80022-4
 173. Singhrao K, Kirby N, Pouliot J. A three-dimensional head-and-neck phantom for validation of multimodality deformable image registration for adaptive radiotherapy. *Med Phys.* 2014;41(12):121709-1-121709-7. doi:10.1118/1.4901523
 174. Shusharina N, Sharp G. Analytic regularization for landmark-based image registration. *Phys Med Biol.* 2012;57(6):1477-1498. doi:10.1088/0031-9155/57/6/1477
 175. Broggi S, Scalco E, Belli ML, et al. A Comparative Evaluation of 3 Different Free-Form Deformable Image Registration and Contour Propagation Methods for Head and Neck MRI: The Case of Parotid Changes During Radiotherapy. *Technol Cancer Res Treat.* 2017;16(3):373-381. doi:10.1177/1533034617691408
 176. Al-Mayah A, Moseley J, Hunter S, et al. Biomechanical-based image registration for head and neck radiation treatment. *Phys Med Biol.* 2010;55(21):6491-6500. doi:10.1088/0031-9155/55/21/010
 177. Kim J, Saitou K, Matuszak MM, Balter JM. A finite element head and neck model as a supportive tool for deformable image registration. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* 2016;11(7):1311-1317. doi:10.1088/0031-9155/58/18/6481
 178. Al-Mayah A, Moseley J, Brock KK. Contact surface and material nonlinearity modeling of human lungs. *Phys Med Biol.* 2008;53(1):305-317. doi:10.1088/0031-9155/53/1/022
 179. Werner R, Ehrhardt J, Schmidt R, Handels H. Patient-specific finite element modeling of respiratory lung motion using 4D CT image data. *Med Phys.* 2009;36(5):1500-1511. doi:10.1118/1.3101820
 180. Eom J, Xu XG, De S, Shi C. Predictive modeling of lung motion over the entire respiratory cycle using measured pressure-volume data, 4DCT images, and finite-element analysis. *Med Phys.* 2010;37(8):4389-4400. doi:10.1118/1.3455276
 181. Manescu P, Ladjal H, Azencot J, Beuve M, Testa E, Shariat B. Four-dimensional radiotherapeutic dose calculation using biomechanical respiratory motion description. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* 2014;9(3):449-457. doi:10.1007/s11548-013-0935-2
 182. Al-mayah A, Moseley J, Velec M, Brock K. Towards efficient biomechanical based DIR lung for IGRT. *Phys Med Biol.* 2012;56(15):4701-4713. doi:10.1088/0031-9155/56/15/005
 183. Han L, Hipwell JH, Tanner C, et al. Development of patient-specific biomechanical models for predicting large breast deformation. *Phys Med Biol.* 2012;57(2):455-472. doi:10.1088/0031-9155/57/2/455
 184. Hensel JM, Ménard C, Chung PWM, et al. Development of Multiorgan Finite Element-Based Prostate Deformation Model Enabling Registration of Endorectal Coil Magnetic Resonance Imaging for Radiotherapy Planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2007;68(5):1522-1528. doi:10.1016/j.ijrobp.2007.04.004
 185. Zhong H, Wen N, Gordon JJ, Elshaikh MA, Movsas B, Chetty IJ. An adaptive MR-CT registration method for MRI-guided prostate cancer radiotherapy. *Phys Med Biol.* 2015;60(7):2837-2851. doi:10.1088/0031-9155/60/7/2837
 186. Bharatha A, Hirose M, Hata N, et al. Evaluation of three-dimensional finite element-based deformable registration of pre- and intraoperative prostate imaging. *Med Phys.* 2001;28(12):2551-2560. doi:10.1118/1.1414009
 187. Brock KK, Sharpe MB, Dawson LA, Kim SM, Jaffray DA. Accuracy of finite element model-based multi-organ deformable image registration. In: *Medical Physics.* Vol 32. ; 2005:1647-1659. doi:10.1118/1.1915012
 188. Velec M, Moseley JL, Svensson S, et al. Evaluation of Biomechanical Deformable Image Registration (DIR) in a Commercial Radiation Therapy Planning System. *Int J Radiat Oncol.* 2015;93(3):S215-S216. doi:10.1016/j.ijrobp.2015.07.519
 189. Hoffmann C, Krause S, Stoiber EM, et al. Accuracy quantification of a deformable image registration tool applied in a clinical setting. *J Appl Clin Med Phys.* 2014;15(1):4564. doi:10.1120/JACMP.V15I1.4564
 190. Pukala J, Johnson PB, Shah AP, et al. Benchmarking of five commercial deformable image registration algorithms for head and neck patients. *J Appl Clin Med Phys.* 2016;17(3):5735. doi:10.1120/JACMP.V17I3.5735
 191. Mencarelli A, Van Kranen SR, Hamming-Vrieze O, et al. Deformable image registration for adaptive radiation therapy of head and neck cancer: Accuracy and precision in the

- presence of tumor changes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2014;90(3):680-687. doi:10.1016/j.ijrobp.2014.06.045
192. Hou J, Guerrero M, Chen W, D'Souza WD. Deformable planning CT to cone-beam CT image registration in head-and-neck cancer. *Med Phys.* 2011;38(4):2088. doi:10.1118/1.3554647
 193. Robertson S, Weiss E, Hugo GD. Deformable mesh registration for the validation of automatic target localization algorithms. *Med Phys.* 2013;40(7):071721. doi:10.1118/1.4811105
 194. Thor M, Andersen ES, Petersen JBB, et al. Evaluation of an application for intensity-based deformable image registration and dose accumulation in radiotherapy. *Acta Oncol (Madr).* 2014;53(10):1329-1336. doi:10.3109/0284186X.2014.928742
 195. Wang H, Dong L, Lii MF, et al. Implementation and validation of a three-dimensional deformable registration algorithm for targeted prostate cancer radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2005;61(3):725-735. doi:10.1016/j.ijrobp.2004.07.677
 196. Sarrut D, Boldea V, Miguet S, Ginestet C. Simulation of four-dimensional CT images from deformable registration between inhale and exhale breath-hold CT scans. *Med Phys.* 2006;33(3):605-617. doi:10.1118/1.2161409
 197. Wognum S, Heethuis SE, Rosario T, Hoogeman MS, Bel A. Validation of deformable image registration algorithms on CT images of ex vivo porcine bladders with fiducial markers. *Med Phys.* 2014;41(7):071916. doi:10.1118/1.4883839
 198. Jamema S V., Phurailatpam R, Paul SN, Joshi K, Deshpande DD. Commissioning and validation of commercial deformable image registration software for adaptive contouring. *Phys Medica.* 2018. doi:10.1016/j.ejmp.2018.01.013
 199. Vickress J, Battista J, Barnett R, Yartsev S. Representing the dosimetric impact of deformable image registration errors. *Phys Med Biol.* 2017;62(17):N391-N403. doi:10.1088/1361-6560/aa8133
 200. Bender ET, Tomé WA. The utilization of consistency metrics for error analysis in deformable image registration. *Phys Med Biol.* 2009;54(18):5561-5577. doi:10.1088/0031-9155/54/18/014
 201. Kirby N, Chuang C, Ueda U, Pouliot J. The need for application-based adaptation of deformable image registration. *Med Phys.* 2012;40(1):011702. doi:10.1118/1.4769114
 202. Kashani R, Hub M, Kessler ML, Balter JM. Technical note: A physical phantom for assessment of accuracy of deformable alignment algorithms. *Med Phys.* 2007;34(7):2785. doi:10.1118/1.2739812
 203. Yeo UJ, Taylor ML, Supple JR, et al. Is it sensible to "deform" dose? 3D experimental validation of dose-warping. *Med Phys.* 2012;39(8):5065-5072. doi:10.1118/1.4736534
 204. Yeo UJ, Taylor ML, Dunn L, Kron T, Smith RL, Franich RD. A novel methodology for 3D deformable dosimetry. *Med Phys.* 2012;39(4):2203-2213. doi:10.1118/1.3694107
 205. Yeo UJ, Supple JR, Taylor ML, Smith R, Kron T, Franich RD. Performance of 12 DIR algorithms in low-contrast regions for mass and density conserving deformation. *Med Phys.* 2013;40(10):101701. doi:10.1118/1.4819945
 206. Moteabbed M, Sharp GC, Wang Y, Trofimov A, Efstathiou JA, Lu H-M. Validation of a deformable image registration technique for cone beam CT-based dose verification. *Med Phys.* 2014;42(1):196-205. doi:10.1118/1.4903292
 207. Varadhan R, Karangelis G, Krishnan K, et al. A framework for deformable image registration validation and clinical applications. *J Appl Clin Med Phys.* 2013;14(1):4066.
 208. Niu CJ, Foltz WD, Velec M, Moseley JL, Al-Mayah A, Brock KK. A novel technique to enable experimental validation of deformable dose accumulation. *Med Phys.* 2012;39(2):765-776. doi:10.1118/1.3676185
 209. Hub M, Thieke C, Kessler ML, Karger CP. A stochastic approach to estimate the uncertainty of dose mapping caused by uncertainties in b-spline registration. *Med Phys.* 2012;39(4):2186-2192. doi:10.1118/1.3697524
 210. Wang H, Dong L, O'Daniel J, et al. Validation of an accelerated 'demons' algorithm for deformable image registration in radiation therapy. *Phys Med Biol.* 2005;50(12):2887-2905. doi:10.1088/0031-9155/50/12/011
 211. Zhong H, Kim J, Chetty IJ. Analysis of deformable image registration accuracy using computational modeling. *Med Phys.* 2010;37(3):970-979. doi:10.1118/1.3302141
 212. Nie K, Chuang C, Kirby N, Braunstein S, Pouliot J. Site-specific deformable imaging registration algorithm selection using patient-based simulated deformations. *Med Phys.* 2013;40(4):041911. doi:10.1118/1.4793723
 213. Saleh-Sayah NK, Weiss E, Salguero FJ, Siebers J V. A distance to dose difference tool for estimating the required spatial accuracy of a displacement vector field. *Med Phys.* 2011;38(5):2318-2323. doi:10.1118/1.3572228
 214. Zhong H, Siebers J V. Monte Carlo dose mapping on deforming anatomy. *Phys Med Biol.* 2009;54(19):5815-5830. doi:10.1088/0031-9155/54/19/010
 215. Murphy MJ, Salguero FJ, Siebers J V., Staub D, Vaman C. A method to estimate the effect of deformable image registration uncertainties on daily dose mapping. *Med Phys.* 2012;39(2):573-580. doi:10.1118/1.3673772
 216. Latifi K, Caudell J, Zhang G, Hunt D, Moros EG, Feygelman V. Practical quantification of image registration accuracy following the AAPM TG-132 report framework. *J Appl Clin Med Phys.* 2018;19(4):125-133. doi:10.1002/acm2.12348
 217. Guy CL, Weiss E, Che S, Jan N, Zhao S, Rosu-Bubulac M. Evaluation of Image Registration Accuracy for Tumor and Organs at Risk in the Thorax for Compliance With TG 132 Recommendations. *Adv Radiat Oncol.* 2019;4(1):177-185. doi:10.1016/j.adro.2018.08.023
 218. IAEA-TECDOC-1685/S. Aplicación Del Método de La Matriz de Riesgo a La Radioterapia. Vol 4131. (IAEA, ed.); 2012.
 219. Guía para la aplicación de la metodología de matrices de riesgo en radioterapia externa. 2017.
 220. Yan D, Wong J, Vicini F, et al. Adaptive modification of treatment planning to minimize the deleterious effects of treatment setup errors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1997;38(1):197-206. doi:10.1016/S0360-3016(97)00229-0
 221. Brock KK. Adaptive Radiotherapy: Moving Into the Future. *Semin Radiat Oncol.* 2019;29(3):181-184. doi:10.1016/j.semradonc.2019.02.011
 222. Jaffray DA, Lindsay PE, Brock KK, Deasy JO, Tomé WA. Accurate Accumulation of Dose for Improved Understanding of Radiation Effects in Normal Tissue. *Int J Radiat Oncol*

- Biol Phys. 2010;76(3 SUPPL.):135-139. doi:10.1016/j.ijrobp.2009.06.093
223. Keall P, Poulsen P, Booth JT. See, Think, and Act: Real-Time Adaptive Radiotherapy. *Semin Radiat Oncol.* 2019;29(3):228-235. doi:10.1016/j.semradonc.2019.02.005
224. Men K, Zhang T, Chen X, et al. Fully automatic and robust segmentation of the clinical target volume for radiotherapy of breast cancer using big data and deep learning. *Phys Medica.* 2018;50:13-19. doi:10.1016/j.ejmp.2018.05.006
225. Kisling K, Zhang L, Simonds H, et al. Fully Automatic Treatment Planning for External-Beam Radiation Therapy of Locally Advanced Cervical Cancer: A Tool for Low-Resource Clinics. *J Glob Oncol.* 2019;5:1-9. doi:10.1200/jgo.18.00107
226. Liang S, Tang F, Huang X, et al. Deep-learning-based detection and segmentation of organs at risk in nasopharyngeal carcinoma computed tomographic images for radiotherapy planning. *Eur Radiol.* 2019;29(4):1961-1967. doi:10.1007/s00330-018-5748-9
227. Zhu W, Huang Y, Zeng L, et al. AnatomyNet: Deep learning for fast and fully automated whole-volume segmentation of head and neck anatomy. *Med Phys.* 2019;46(2):576-589. doi:10.1002/mp.13300
228. Zhu X, Ge Y, Li T, Thongphiew D, Yin FF, Wu QJ. A planning quality evaluation tool for prostate adaptive IMRT based on machine learning. *Med Phys.* 2011;38(2):719-726. doi:10.1118/1.3539749
229. Guidi G, Maffei N, Meduri B, et al. A machine learning tool for re-planning and adaptive RT: A multicenter cohort investigation. *Phys Medica.* 2016;32(12):1659-1666. doi:10.1016/j.ejmp.2016.10.005
230. Guidi G, Maffei N, Vecchi C, et al. A support vector machine tool for adaptive tomotherapy treatments: Prediction of head and neck patients criticalities. *Phys Medica.* 2015;31(5):442-451. doi:10.1016/j.ejmp.2015.04.009
231. Meyer P, Noblet V, Mazzara C, Lallement A. Survey on deep learning for radiotherapy. *Comput Biol Med.* 2018;98:126-146. doi:10.1016/j.compbiomed.2018.05.018
232. Tseng H-H, Luo Y, Ten Haken RK, El Naqa I. The Role of Machine Learning in Knowledge-Based Response-Adapted Radiotherapy. *Front Oncol.* 2018;8:1-22. doi:10.3389/fonc.2018.00266
233. Giraud P, Giraud P, Gasnier A, et al. Radiomics and machine learning for radiotherapy in head and neck cancers. *Front Oncol.* 2019;9:1-13. doi:10.3389/fonc.2019.00174
234. Elmahdy MS, Jagt T, Zinkstok RT, et al. Robust contour propagation using deep learning and image registration for online adaptive proton therapy of prostate cancer. *Med Phys.* 2019;46(8):3329-3343. doi:10.1002/mp.13620



Revisión de Artículos

Francisco Clemente*

Comité de Redacción.

Estimados amigos,

Con el primer deseo de que todos vosotros os encontréis lo mejor posible, y que pronto podamos encontrar la luz al final del túnel derivado de la situación que estamos pasando, me gustaría comenzar, como es habitual, agradeciendo a los autores que han contribuido a la presente sección de la Revista, más, si cabe, en estos tiempos difíciles que estamos viviendo.

En la primera de las reseñas, Sergio Lozares nos presenta un interesante estudio de dosimetría en vivo en tratamientos de braquiterapia electrónica. Las otras dos propuestas preparadas para esta sección versan acerca de dos escenarios derivados del interés en la dosimetría de cristalino, a raíz fundamentalmente de la aplicación de la Directiva 2013/59/Euratom. Por ello, en la segunda de las revisiones, María Gracia nos propone un estudio que trata acerca de la correlación entre dosis equivalente en cristalino y el equivalente de dosis personal en procedimientos intervencionistas. Finalmente, en la tercera reseña, Ana Morcillo presenta un estudio de las dosis en cristalino en procedimientos de radiología intervencionista no cardiaca, tanto en pacientes pediátricos, como en adultos.

Aunque el número de reseñas presentadas en este caso es menor que anteriores ocasiones, la calidad extraordinaria de los trabajos incluidos hace que sea todo un lujo contar con los comentarios de sus autores, por lo que esperamos una vez más que los trabajos recogidos sean de vuestro interés. Agradeciendo una vez más su dedicación y tiempo a los autores, me despido deseando los mayores ánimos para todos.

Un fuerte abrazo.

* Correspondencia
Email: pclementegutierrez@gmail.com



In vivo dosimetry in low-voltage IORT breast treatments with XR-RV3 radiochromic film

Lozares S, Font JA, Gandía A, Campos A, Flamarique S, Ibáñez R, Villa D, Alba V, Jiménez S, Hernández M, Casamayor C, Vicente I, Hernando E, Rubio P
 Phys Med 2021;81:173-181. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.12.011>.

Sergio Lozares Cordero

Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario Miguel Servet, Zaragoza.
slozares@salud.aragon.es

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Hola a todos, encantado de estar aquí comentando nuestros resultados. En el año 2015 se puso en marcha una unidad de braquiterapia electrónica (Axxent- Xoft Inc.-) en el H.U. Miguel Servet de Zaragoza. Comenzamos tratando mamas (radioterapia intraoperatoria) en casos seleccionados, tras cirugía, en el mismo quirófano en mayo de 2015. Posteriormente se iniciaron los tratamientos de endometrio y cérvix. Actualmente se realizan además sarcomas, pieles y estamos a punto de empezar con páncreas. Debido a lo diferente de la técnica y la incertidumbre del cálculo con fotones de baja energía, el hecho de intentar medir la dosis in vivo de una manera consistente siempre fue uno de nuestros objetivos. Al contar con experiencia en el manejo de películas radiocrómicas y siendo un detector ideal para colocar en el paciente hizo que arrancáramos el estudio. Algo similar realizamos en los pacientes ginecológicos colocando las películas en los aplicadores para verificar la dosis de prescripción.

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

Sin duda una adecuada calibración de las películas. Utilizamos el modelo de película Gafchromic XR-RV3, en principio indicado para medir dosis en radiología intervencionista, pero con unas características de respuesta en energía y rango de dosis útil muy adecuadas para nuestro propósito.

La dosis de prescripción en el procedimiento de mama son 20 Gy, en sesión única, en la superficie del aplicador esférico que se coloca en el lecho tumoral, y la energía del equipo Axxent es 50 kVp.

Aun así, el objetivo principal era medir la dosis en piel de cada una de las pacientes objeto del estudio, a diferentes distancias de la fuente. Esto hace que el endurecimiento del haz sea diferente dependiendo de la distancia. Las dosis que se midiesen en piel iban a ser bastante bajas, con lo que una calibración poco adecuada adulteraría el resultado del estudio.

Solventamos este problema realizando diferentes curvas de calibración para cada una de las zonas de interés definidas, de esta forma, dependiendo del endurecimiento del haz en la zona de medida, se utilizaría una u otra curva de calibración para obtener la dosis.

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

El resultado es que las dosis en piel en todos los casos, son más bajas de lo estimado por el planificador que calcula con el TG-43.

Algo ya esperado por resultados de trabajos anteriores, aunque con otros equipos de IORT diferentes y con otros modelos de detector.

Además, las dosis medidas en la zona de prescripción son iguales que las esperadas, y en este caso, acorde con lo calculado.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Las repercusiones... de momento algo habitual, una vez que se publica piensas, ¡a tomar por culo, última vez que me meto en este berenjena! Aunque a fecha de hoy ya hay más cosas en marcha.

En cuanto a nuestros resultados nos dan más seguridad en el trabajo y abre un camino de cara a otras localizaciones que estamos tratando (sarcomas), en que conocer con precisión la dosis en órganos de riesgo circundantes es clave, además de por lo obvio, porque esos casos tienen más probabilidad de recidiva, con radioterapia externa son complicadas las re-irradiaciones en esos pacientes y con IORT el escenario es más esperanzador.



Correlation between eye lens doses and over apron doses in interventional procedures

Gracia-Ochoa M, Candela-Juan C, Vilar-Palop J, Ruiz Rodríguez JC, Soriano Cruz A, Palma Copete JD, Pujades Claumarchirant MC, Llorca Domaica N
 Phys Med 2020;77:10-17. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.07.025>.

María Gracia Ochoa

Centro Nacional de Dosimetría (CND), Instituto Nacional de Gestión Sanitaria. Av. Campanar, 21. 46009, Valencia.
mgracia@ingesa.sanidad.gob.es

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

La Directiva 2013/59/EURATOM establece una reducción sustancial en el límite de dosis equivalente en cristalino para trabajadores expuestos, lo cual requiere un mayor control y, si es necesario, una mayor protección radiológica del personal que puede recibir dosis cercanas o superiores al nuevo límite de dosis.

En los últimos años, se han diseñado dosímetros específicos para controlar la dosis equivalente en cristalino. Sin embargo, aunque la situación ideal para estimarla es utilizar un dosímetro colocado lo más cerca posible del ojo más expuesto y, en caso de llevar gafas protectoras detrás de éstas, muchos trabajadores se muestran reacios a utilizarlo. Consecuentemente, sigue siendo una práctica aceptada a nivel internacional la estimación de dosis en cristalino a partir de un dosímetro colocado sobre el delantal, tanto a la altura del pecho como del cuello, aplicando los factores de corrección adecuados. Esta última metodología, en comparación con la primera, tiene la ventaja adicional de que la medida del dosímetro sobre el delantal se puede combinar con la medida del dosímetro de solapa (debajo del delantal) para tener una mejor estimación de la dosis efectiva.

Sin embargo, los factores geométricos correctivos publicados en la literatura presentan una dispersión significativa. El objetivo de este trabajo fue obtener, a través de un estudio multicéntrico, una correlación entre el equivalente de dosis personal $H_p(3)$ en cristalino y el equivalente de dosis personal $H_p(0.07)$ medido sobre el protector plomado de tiroides o a la altura aproximada del bolsillo del delantal. Esta correlación se evaluó para diferentes especialidades médicas que realizan procedimientos intervencionistas. La especialidad médica se utilizó como indicador del tipo de procedimientos realizados.

El estudio fue motivado por la participación de algunos de los autores en el Working Group 12 del Grupo Europeo de Dosimetría de las Radiaciones (EURADOS), donde se solicitaron más datos para otro estudio que se estaba llevando a cabo.

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

El primer reto al que nos enfrentamos fue el diseño de un prototipo de dosímetro de cristalino calibrado para $H_p(3)$. Este dosímetro constaba de dos chips TLD-100 LiF: Mg, Ti, modelo EXT-RAD (Thermo Fisher Scientific, EE. UU.), intercalados entre dos filtros de teflón de $0,35 \text{ g/cm}^2$ de espesor. El conjunto se introdujo en un envoltorio estanco.

El siguiente reto fue obtener suficientes datos para poder realizar un análisis robusto. Para ello el estudio contó con 61 participantes de 11 instituciones diferentes agrupados en 5 especialidades: cirugía vascular, radiología vascular, radiología intervencionista, hemodinámica y neurorradiología. La dispersión de los datos se investigó a fondo y se consideró la hipótesis de que el factor geométrico podría diferir significativamente entre instituciones o incluso entre usuarios dentro de una misma institución. Sin embargo, esta hipótesis quedó descartada. Los valores atípicos, por tanto, se atribuyen a la mala colocación o el uso incorrecto (o falta de uso) de un dosímetro puntualmente o a lo largo del periodo de uso de este, así como la disparidad en las geometrías de exposición.

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

Este trabajo aporta, a partir de un estudio controlado en 11 hospitales diferentes, los factores de corrección geométrica para distintas especialidades médicas que realizan procedimientos intervencionistas, tanto para los dosímetros utilizados a nivel del pecho como del cuello. No se han encontrado diferencias significativas entre

hospitales, por lo que estos resultados son lo suficientemente sólidos como para ser utilizados como referencia en otros lugares en los que todavía no se dispone de factores correctivos propios.

Por otro lado, se comprobó que el producto dosis-área registrado manualmente al final de cada intervención no calcula consistentemente la dosis equivalente en cristalino. Además, no es un método efectivo en la práctica diaria, ya que presenta inconsistencias incluso en circunstancias controladas como las presentadas en este estudio.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

El estudio concluyó que el dosímetro colocado a la altura del pecho sobre el delantal plomado proporciona una estimación fiable de la dosis del cristalino, en situaciones en las que es poco probable que se supere el límite de dosis establecido, con los factores de corrección geométricos informados en el presente estudio y el factor de corrección adicional de atenuación de las gafas protectoras (si corresponde). Cabe señalar que la incertidumbre en la estimación del equivalente de dosis personal en cristalino por este método es mayor que una medida directa utilizando un dosímetro de $H_p(3)$ cerca del ojo. Si el trabajador expuesto está cerca del nuevo límite de dosis para el cristalino, probablemente una medida directa sea más adecuada para asegurar el cumplimiento. Sin embargo, según los usuarios, usar un dosímetro de delantal a la altura del pecho es la solución más cómoda para los trabajadores expuestos, por lo que es más probable que lo usen con regularidad.



Occupational doses to the eye lens in pediatric and adult noncardiac interventional radiology procedures

Morcillo AB, Alejo L, Huerga C, Bayón J, Marín A, Corredoira E, Novo JR, Hernández T, Ponce MD, Garzón G, Vañó E, Guibelalde E
 Med Phys 2021; <https://doi.org/10.1002/mp.14753>

Ana B. Morcillo García

Residente 3, Servicio de Radiofísica y Radioprotección H.U. La Paz.
amorcillo@salud.madrid.org

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

A raíz de la declaración de la ICRP de 2011 recomendando la reducción del límite ocupacional de dosis equivalente en cristalino a 20 mSv/año, y muy especialmente, tras la publicación de la directiva 2013/59/Euratom, en la que se legisló dicha reducción, se generó mucho interés por evaluar la dosis en cristalino de los trabajadores expuestos, que por supuesto, nosotros compartimos.

Por otra parte, el Hospital Universitario La Paz es uno de los centros pediátricos más importantes del país. En concreto es centro de referencia nacional de 25 patologías pediátricas y coordina la Red de Referencia Europea de Trasplantes Infantiles "TransplantChild". Esto hace que anualmente se realice un número muy elevado de procedimientos intervencionistas pediátricos, que en el caso del Servicio de Radiología Vasculare Intervencionista puede suponer hasta el 20% de la carga de trabajo de algunos facultativos.

En este contexto, ya en 2015 el Dr. Luis Alejo se interesó por evaluar la dosis en cristalino en los procedimientos pediátricos en el ámbito de la Cardiología Intervencionista logrando una beca para proyectos de investigación Dr. Luis Álvarez y desarrollando su tesis doctoral en este tema. Continuando con esta línea de investigación, nos propusimos a continuación extender el proyecto al ámbito de la Radiología Intervencionista no cardiaca.

A diferencia de mucha de la literatura previa, que utiliza maniqués o cálculos de Monte-Carlo para la estimación de la dosis ocupacional en cristalino, nos propusimos realizar un estudio in-vivo, para lo que contamos con la colaboración de tres radiólogos intervencionistas del hospital. Durante 17 meses, monitorizamos con 6 dosímetros de fotoluminiscencia la radiación recibida por dentro y por fuera de las gafas plomadas, usando dos conjuntos distintos de dosímetros para procedimientos pediátricos y de adultos. También monitorizamos la dosis recibida sobre el protector de tiroides y sobre el delantal plomado a la altura del pecho.

Este montaje experimental nos permitió medir la dosis anual real en cristalino, en lugar de evaluarla a partir de unos pocos procedimientos y extrapolarla según la carga anual estimada. Además, pudimos analizar la correlación entre las dosis recibidas a la altura del cristalino, tiroides y pecho y, lo más novedoso, evaluar las diferencias en la exposición del cristalino en procedimientos pediátricos y de adultos.

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

Buena parte de las dificultades relacionadas con la utilización de dosímetros de fotoluminiscencia, en términos de evaluación de la dependencia angular y energética y de cálculo de incertidumbres, habían sido ya previamente resueltas por el Dr. Alejo en fases anteriores del proyecto. Por lo tanto, diría que en este trabajo el principal reto fue la gestión organizativa de la dosimetría (en total se manejaron 81 dosímetros, que debían ser cambiados y leídos regularmente sin que se mezclasen o se confundiese su posición) y el manejo de todos los datos generados.

Además de los datos dosimétricos, se puso en marcha una base de datos donde los miembros del Servicio de Radiología Vasculare Intervencionista, tanto facultativos como técnicos de radiodiagnóstico, recogieron diariamente multitud de información (desde el uso de los elementos de protección, como los datos del paciente o la información dosimétrica del equipo). El mantenimiento actualizado de esta base de datos fue un reto para todos y desde aquí quisiéramos agradecer su implicación y colaboración.

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

Las lecturas anuales nos mostraron que en Radiología Intervencionista existe el riesgo de superar el límite anual de 20 mSv en cristalino si no se utilizan gafas plomadas. Además, incluso aunque se usen gafas plomadas, los radiólogos intervencionistas pueden superar fácilmente el umbral de 6 mSv/año, que es el límite propuesto por la IRPA por encima del cual es recomendable estimar la dosis en cristalino mediante dosímetros colocados en el cuello o cabeza. En este sentido, los buenos resultados obtenidos en el análisis de las correlaciones indican que sería posible utilizar un dosímetro colocado sobre el protector de tiroides para estimar la dosis en cristalino pero debería ir en todo caso precedido de un análisis previo individual para cada profesional puesto que encontramos factores de paso tiroides-cristalino muy diferentes para cada radiólogo. Para uno de los radiólogos encontramos factores de paso superiores a 1, lo que indica que la medida en delantal o en tiroides no es siempre una estimación conservadora de la dosis en cristalino.

Evaluamos también la protección proporcionada por las gafas plomadas, observando factores de atenuación inferiores a los calculados en trabajos previos basados en el uso de maniquís o cálculos de Monte-Carlo, especialmente para el ojo derecho.

Por último, al comparar procedimientos pediátricos y de adultos observamos que la dosis en cristalino normalizada al producto dosis-área es 4.1 – 4.5 veces mayor en los procedimientos pediátricos; sin embargo, encontramos que la dosis por procedimiento es similar para cada radiólogo independientemente del tipo de paciente. Pensamos que aunque se necesita menos radiación y existe menos radiación dispersa por el menor tamaño de los pacientes pediátricos, los radiólogos trabajar más cerca del paciente y reciben mayores dosis por producto dosis-área. Sin embargo, como el producto dosis-área total suele ser mayor en procedimientos de adultos, la dosis en cristalino total por procedimiento acaba siendo muy similar en ambos casos.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

En nuestra opinión, los resultados del trabajo evidencian la necesidad de favorecer el uso de gafas plomadas y la conveniencia de monitorizar la dosis en cristalino en este tipo de trabajadores. Creemos que la metodología empleada en este trabajo puede ser de utilidad para otros servicios de Radiofísica que busquen una forma práctica y viable de llevar a cabo una dosimetría de cristalino en sus hospitales.

Por otra parte, los resultados obtenidos en Radiología Intervencionista Pediátrica contradicen la creencia extendida de que los trabajadores están menos expuestos en los procedimientos pediátricos por la menor radiación requerida. En nuestra opinión las medidas de protección radiológica deberían aplicarse en la misma medida en procedimientos pediátricos y de adultos.



Sociedad Española de Física Médica

Sociedad Española de Física Médica (SEFM)

BOLETÍN DE AFILIACIÓN

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

APELLIDOS	
NOMBRE	FECHA DE NACIMIENTO
NIF Nº	TÍTULO ACADÉMICO

DOMICILIO PARTICULAR			
CALLE/PLAZA/AV		Nº	PISO
CÓD.POSTAL	POBLACIÓN	PROVINCIA	
TELÉFONO PARTICULAR		FAX	

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

ENVIAR CORRESPONDENCIA

DOMICILIO PARTICULAR

TRABAJO

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

D/DÑA		FIRMA	
-------	--	-------	--

D/DÑA		FIRMA	
-------	--	-------	--

DOMICILIACIÓN BANCARIA			
IMPORTE ANUAL GENERAL:	60 EUROS		
IMPORTE ANUAL RESIDENTES:	30 EUROS (Presentar justificante residencia)		
AUTORIZO EL CARGO DE LOS RECIBOS QUE PRESENTE LA SEFM			
CÓDIGO ENTIDAD	□ □ □ □	CODIGO OFICINA	□ □ □ □
DIGITO DE CONTROL	□ □	Nº DE CUENTA	□ □ □ □ □ □ □ □ □ □

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

FIRMADO:

imagine



...el doble de láminas al doble de velocidad



Con Agility™, esto es realidad.

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

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

4513 371 0993 03:12



Experience the Elekta Difference
Más información en: elekta.com/imagine



Información para los autores

Objetivos de la *Revista de Física Médica*

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

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

Normas generales de presentación de los originales

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

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

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

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

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

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

Presentación y preparación de originales

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

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

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

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

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

Revistas

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

Libros

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

Capítulos de libros

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

Ponencia en conferencia

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

- (6) Traducción al inglés: Con el fin de alcanzar una mayor difusión de los artículos publicados por la *Revista de Física Médica*, se ofrece a los autores la posibilidad de editar una versión en inglés de su trabajo en la página web de la Revista. La traducción será realizada en todo caso por los propios autores, aunque la *Revista de Física Médica* asumirá el proceso de edición final de acuerdo con los criterios establecidos por el Comité de Redacción.

(7) Resumen.

- En las categorías (1), (2) y (3) se incluirá un resumen en español y otro en inglés, que para las categorías (1) y (2) no excederán de 200 palabras. Para la categoría (3) el número de palabras se limita a 100.

(8) Tablas.

- Se numerarán de forma correlativa según su orden de aparición en el texto siguiendo el formato tabla 1, tabla 2, etc. Se citarán del mismo modo.
- En lo posible se evitarán tablas de tamaño excesivo.
- En general, las tablas deberían poder interpretarse sin necesidad de acudir a explicaciones en el cuerpo del texto; por ello, en el caso en que sea necesario, deben utilizarse notas al pie de las tablas para que su comprensión sea completa.
- La nueva ortografía de la lengua española indica (pag. 666): “...Con el fin de promover un proceso tendente a la unificación, se recomienda el uso del punto como signo separador de los decimales”. Esta afirmación se hace tras indicar que hay países de habla española que emplean el punto y otros la coma. Se trata, por tanto, de una recomendación; al igual que lo era antes el uso de la coma. Nos atenemos, por consiguiente, a ella.

Autoría

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

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

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

Posibilidad de una publicación no original

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

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

Ética

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

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

Proceso de publicación

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

Colección FUNDAMENTOS DE FÍSICA MÉDICA

¡YA ESTÁ COMPLETA!

Objetivos de la colección:

01

Cubrir gran parte del programa teórico de formación de la especialidad, lide RFH.

02

Uniformizar los conocimientos teóricos de base para todos los especialistas en formación.

03

Armonizar el léxico y la terminología en el ámbito de la Física Médica.



En su conjunto, los diez libros van dirigidos a especialistas en formación en la especialidad de RFH, (fundamentalmente los residentes de primero y segundo año de la especialidad), así como a titulados superiores que quieran adquirir o mejorar sus conocimientos en el área de la Física Médica.

Por medio de esta colección, se pretende además, difundir el contenido de nuestros cursos entre todos los profesionales de la Física Médica de habla hispana que deseen acercarse a nuestros textos y tener a su disposición un libro de consulta en español.

www.auladoc.com

Información y pedidos en:



+34 5428282



info@auladoc.com



Madrid

Entidades Asociadas

VARIAN MEDICAL SYSTEM

ELEKTA

SIEMENS HEALTHINEERS

BAYER

BRAINLAB

EMSOR

PHILIPS

CANON MEDICAL

RADIAPROT

PTW

AGFA

BIOTERRA

FUJIFILM

GENERAL ELECTRIC HEALTHCARE

TÉCNICAS RADIOFÍSICAS

ECKERT&ZIEGLER

TECNASA

LORCA MARÍN

DTA



Aproveche toda su capacidad para administrar tratamientos de SRS de alta precisión

La tecnología de radioterapia de alta definición HyperArc™ se ha diseñado para simplificar los tratamientos más complejos, como los tratamientos de SRS no coplanares. Utiliza funciones de última generación que le permitirán tratar varias metástasis simultáneamente, así como mejorar su capacidad para tratar a más pacientes, reducir la duración de los tratamientos, aumentar el rendimiento y maximizar la eficacia.

Más información: Varian.com/HyperArc

Información de seguridad: La radiación puede provocar efectos secundarios y no ser adecuada para todos los tipos de cáncer.

© 2018 Varian Medical Systems, Inc. Varian y Varian Medical Systems son marcas comerciales registradas e HyperArc es una marca comercial de Varian Medical Systems, Inc.

varian

Índice

Editorial	9
Artículos científicos	
Análisis de los riesgos asociados al uso de la técnica VMAT frente a 3DCRT en tratamientos de mama con cadenas ganglionares axilo-claviculares <i>Paz García de Acilu Laá, Juan García Ruíz-Zorrilla, Ángel Montero Luis, Raquel Ciérvide Jurio, Carmen Rubio Rodríguez, Pedro Fernández Letón</i>	11
Análisis dosimétrico y verificación de tratamientos VMAT en aceleradores gemelos <i>Alba Obesso de Diego, Carlos Ferrer Gracia, Concepción Huertas Martínez, Ana Morcillo García, Rodrigo Plaza Núñez</i>	27
Protocolo de control de calidad de sistemas de tomosíntesis de mama <i>Margarita Chevalier del Río, Manuel José Buades Forner, M^a Luisa Chapel Gómez, Oliver Díaz Montesdeoca, Julia Garayoa Roca, Santiago Miquelez Alonso, Teresa Monserrat Fuertes, Patxi Rosales Espizua, Ricardo Torres Cabrera, Marina Álvarez Benito, Joaquín Mosquera Oses, Sara Romero Martín</i>	39
Implementación y uso clínico de la radioterapia adaptativa. Informe del grupo de trabajo de radioterapia adaptativa de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) <i>Rafael García-Mollá, Patricia Sánchez Rubio, Jorge Bonaque Alandí, María Auxiliadora Carrasco Herrera, Françoise Lliso Valverde</i>	123
Revisión de artículos	167

