

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

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

David Hernández González<sup>1,\*</sup>, Pablo Castro Tejero<sup>2</sup>, María Roch González<sup>2</sup>, Pablo Chamorro Serrano<sup>2</sup>, Miguel Angel Muñoz Torrijos<sup>3</sup>, Carlos Izquierdo Rodríguez<sup>3</sup>

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

<sup>2</sup> Hospital Universitario La Princesa. Instituto de Investigación Sanitaria Hospital Universitario de La Princesa.

<sup>3</sup> Asociación "HullProject - Impresión 3D biomédica".

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

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

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

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

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

\*Correspondencia: dhernandezgon@saludcastillayleon.es

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

## Introducción

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

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

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

Algunos trabajos publicados presentan sistemas con un diseño casero creado a partir de la combinación de diversos componentes de otros inmovilizadores.<sup>2</sup> Realmente estos trabajos reflejan la complejidad para alcanzar un cierto nivel de precisión en la colocación. Otro estudio multicéntrico realizado en Reino Unido<sup>3</sup> refleja la gran variedad de sistemas de inmovilización empleados en el tratamiento de lesiones localizadas en las extremidades (termoplásticos, colchones de vacío, reposapiés, soportes de tobillo, mancuernas...). Las pocas soluciones comerciales que pueden encontrarse en el mercado se basan en máscaras termoplásticas, como por ejemplo la presentada por el fabricante Orfit

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

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

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

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

## Material y métodos

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

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

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

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

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

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

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

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

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

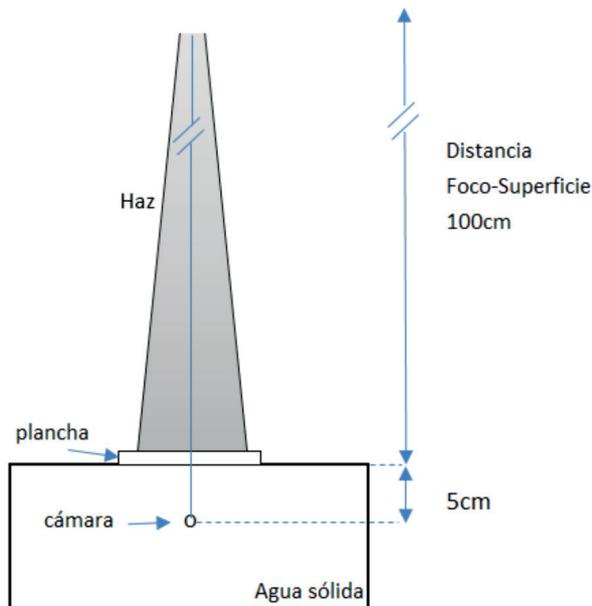
El modelo de impresora Bambu Lab P1S (Bambu Lab, Shenzhen, China) fue el utilizado para realizar las impresiones 3D. Esta máquina funciona mediante modelado por deposición fundida, trabaja con un entorno de impresión cerrado e incluye compensación de vibraciones.

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

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

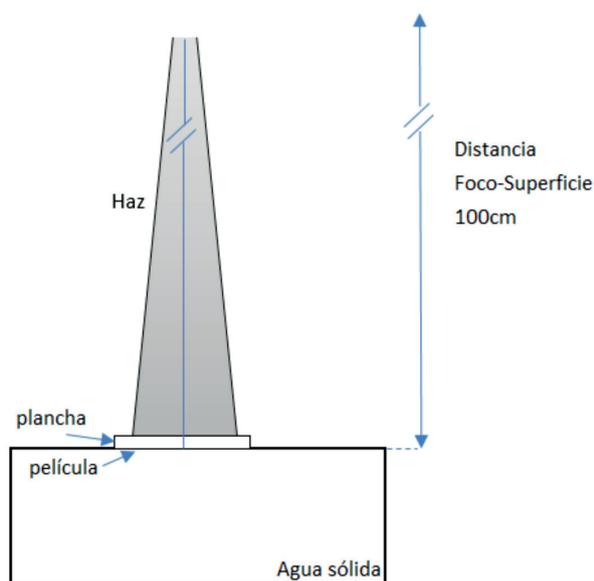
Para la selección del material óptimo para su uso como bolus, se tuvieron en cuenta:

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



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

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



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

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

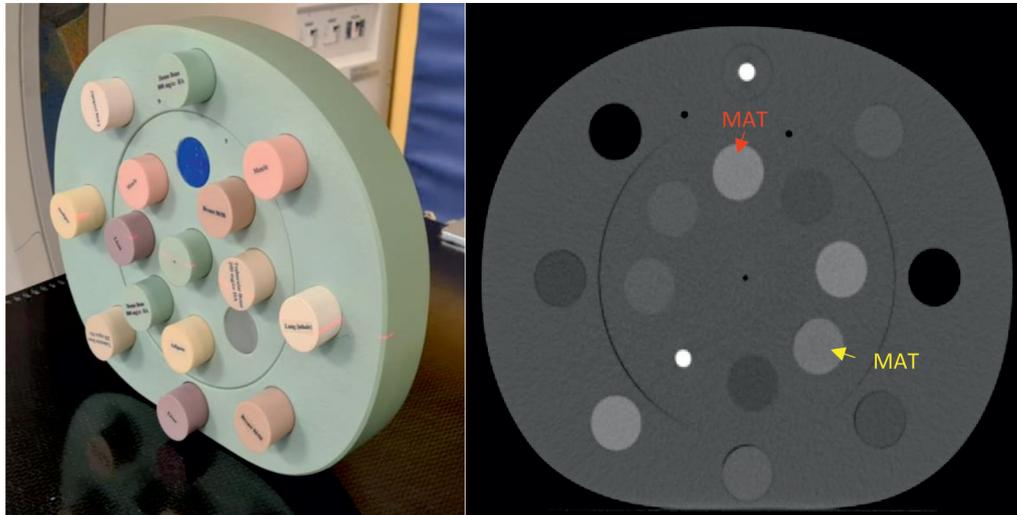
Las películas radiocrómicas utilizadas durante la irradiación fueron del modelo GafChromic EBT3 (Ashland Inc., Bridgewater, EEUU). El software utilizado para el análisis de los resultados fue Radiochromic.com (Radiochromic S.L., Valencia, España). La digitalización se realizó con un escáner de sobremesa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

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

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

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

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



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

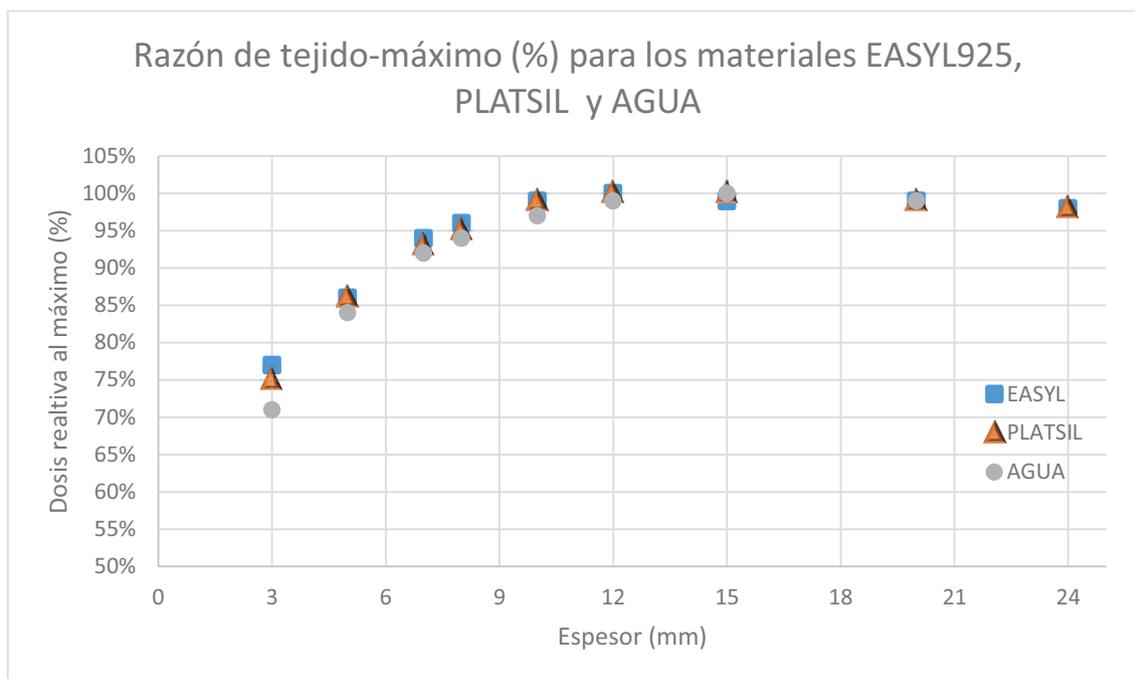
del flujo de trabajo que supondrá poder llevar a cabo la implementación en rutina clínica del inmovilizador propuesto.

### Resultados

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

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

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

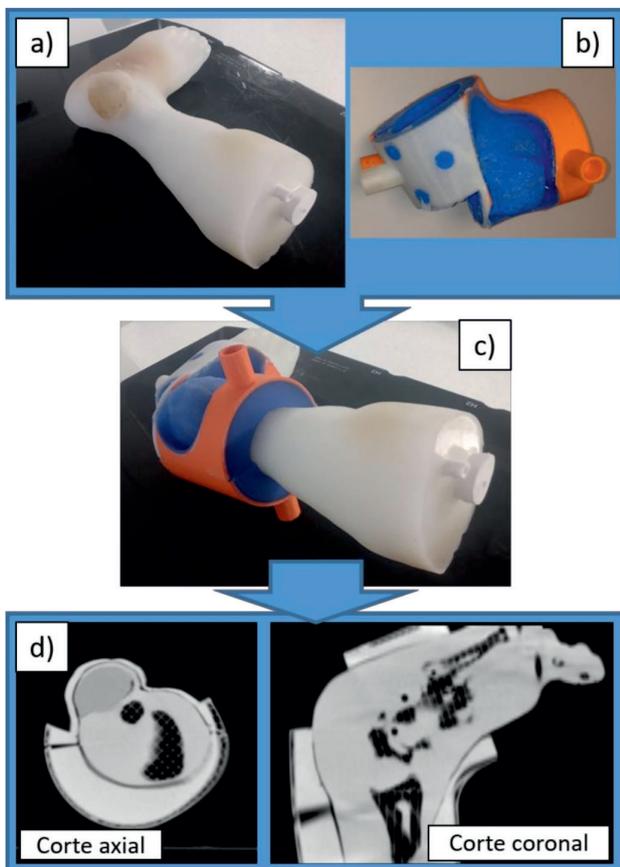


**Fig. 4.** Curvas de variación de la dosis absorbida con el espesor interpuesto del material Easyl 925, Platsil GEL-0020 y agua.

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

Por último, las figuras cilíndricas de ambas siliconas presentaron unos valores de UH en la imagen TC de  $234.3 \pm 10.7$  UH, para EasyL 295, y  $150.9 \pm 12.1$  UH, para Platsil GEL-0020. En ambos casos, la imagen permite observar la ausencia de burbujas de aire en su interior, siendo las muestras uniformes en todo su volumen. La imagen TC de las planchas, por el contrario, sí que presentan alguna burbuja en su interior, heterogeneidades, siendo más numerosas en el Platsil GEL-0020. Las UH obtenidas para ambos materiales se corresponden con valores de  $1.15 \pm 0.01$  g/cm<sup>3</sup> y  $1.11 \pm 0.01$  g/cm<sup>3</sup>.

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



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

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

## Discusión

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

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

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

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

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

## Conclusiones

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

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

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

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

## Agradecimientos

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

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

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

## Financiación

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

## Bibliografía

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

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



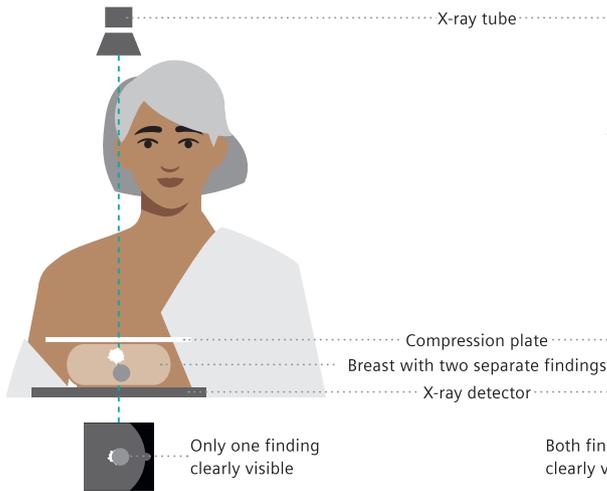
# Breast Care. Early detection is key.

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

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

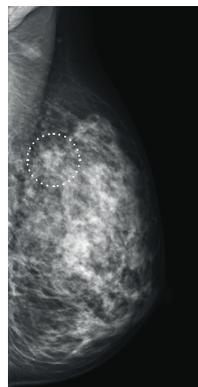
Breast care. Because we care.

## 2D mammography

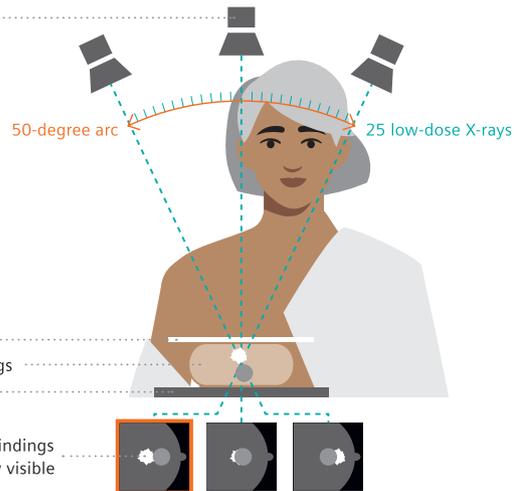


In 2D mammography, an X-ray image of the breast is taken. The breast is first compressed between two plates to spread the tissue apart. This results in a better picture and allows less radiation to be used. Our mammography system MAMMOMAT Revelation enables us to use a low radiation dose for the mammogram.

Finding is hard to see on 2D mammography scan



## 3D mammography/tomosynthesis



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

Finding is clearly visible on tomosynthesis scan



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

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