AVANCE DE PUBLICACIÓN

Rev Fis Med 2026;27(2)(Julio-Diciembre):XX-XX

Artículo científico

Revista de Física Médica
Publicación de la Sociedad Española de Física Médica

Estudio del blindaje ocular en braquiterapia de alta tasa de lesiones cutáneas nasales mediante simulación Monte Carlo y medidas experimentales

Study of ocular shielding in high dose rate brachytherapy for nasal skin lesions using Monte Carlo simulation and experimental measurements

Gerard Pons Polo[1,*], **Pedro Almendral Manzano**[1]

[1] Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica. Hospital Universitario de Badajoz. España.

Resumen

Este estudio evalúa la eficacia de blindajes de 2 mmPb y 4 mmPb para la protección del ojo durante procedimientos de braquiterapia con alta tasa de dosis en lesiones cutáneas nasales mediante una fuente Flexisource de iridio-192. Se reprodujo un escenario clínico realista en un maniquí antropomórfico de cráneo, combinando simulaciones Monte Carlo con el código PenRed y mediciones experimentales con películas Gafchromic EBT-4. Los factores de transmisión obtenidos para los blindajes de 2 mmPb y 4 mmPb en la región del cristalino fueron 0.4 y 0.3 en las simulaciones, y 0.5 y 0.3 en las mediciones experimentales, respectivamente. Las dosis totales simuladas al cristalino fueron de 9.7 Gy sin blindaje, 3.9 Gy con 2 mmPb y 2.4 Gy con 4 mmPb. La caracterización de los electrones secundarios emitidos por el plomo mostró un aumento del 80 % en la dosis superficial con un alcance máximo de 0.8 mm. Los resultados confirman que el espesor de 4 mmPb proporciona un blindaje suficiente, siempre que se acompañe de un recubrimiento para evitar sobredosificaciones superficiales.

Palabras clave: Braquiterapia, blindaje ocular, atenuación del plomo, simulación Monte Carlo, películas EBT-4.

Abstract

This study evaluates the effectiveness of 2-mmPb and 4-mmPb shields for eye protection during high dose rate brachytherapy procedures for nasal skin lesions using an iridium-192 Flexisource. A realistic clinical scenario was reproduced in an anthropomorphic skull phantom, combining Monte Carlo simulations with the PenRed code and experimental measurements using Gafchromic EBT-4 films. Transmission factors obtained for the 2-mmPb and 4-mmPb shields in the lens region were 0.4 and 0.3 in the simulations, and 0.5 and 0.3 in the experimental measurements, respectively. The simulated total doses to the lens were 9.7 Gy without shielding, 3.9 Gy with 2-mmPb, and 2.4 Gy with 4-mmPb. Characterization of secondary electrons emitted by lead showed an 80 % increase in surface dose with a maximum range of 0.8 mm. These results confirm that a 4-mmPb thickness provides adequate shielding, provided it is accompanied by a coating to prevent surface overdosing.

Keywords: Brachytherapy, ocular shielding, lead attenuation, Monte Carlo simulation, EBT 4 films.

*Correspondencia: gpprfir@gmail.com

https://doi.org/10.37004/sefm/2026.27.2.A003

Fecha de recepción: 03/03/2026

Fecha de publicación online: 18/11/2026

© 2026 Sociedad Española de Física Médica. Publicado por ADI Servicios Editoriales. Reservados todos los derechos.

1. Introducción

La braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR) se ha consolidado como una modalidad eficaz para el tratamiento de lesiones cutáneas, especialmente en las lesiones localizadas en la región nasal.[1] La proximidad anatómica entre la zona de tratamiento y estructuras radiosensibles, como el cristalino, convierte a estas aplicaciones en un escenario clínico donde la protección radiológica adquiere un papel fundamental. Incluso exposiciones relativamente bajas pueden incrementar el riesgo de opacidades lenticulares y complicaciones a nivel ocular, lo que obliga a optimizar las estrategias de blindaje y a caracterizar con precisión su eficacia.[2,3]

El uso de blindajes específicos para el ojo en procedimientos de braquiterapia HDR es una práctica recomendada, aunque su desempeño real depende de múltiples factores: la geometría del tratamiento, el espectro energético del isótopo usado y la posición relativa del blindaje respecto al aplicador.[4] Debido a que el planificador no tiene en cuenta estos blindajes y el cálculo manual sería inviable por la complejidad de la geometría, recurrimos a la combinación de simulaciones Monte Carlo y mediciones experimentales para estudiar su desempeño dosimétrico bajo condiciones clínicas realistas.

En este contexto, el objetivo de este trabajo es realizar un estudio integral del blindaje ocular en braquiterapia HDR de lesiones cutáneas nasales, y aportar información relevante para la optimización de protocolos de protección radiológica. Para ello se evalúa el comportamiento dosimétrico de blindajes de 2 mmPb y 4 mmPb mediante simulaciones Monte Carlo realizadas con el código PenRed[5] y mediante mediciones experimentales con películas radiocrómicas EBT-4 en un maniquí antropomórfico.

2. Material y métodos

Maniquí antropomórfico y preparación del caso clínico

Las simulaciones y mediciones experimentales se realizaron utilizando un maniquí antropomórfico de cráneo STEEV (CIRS Inc., EE.UU.),[6] compuesto por materiales equivalentes a hueso y tejido blando.

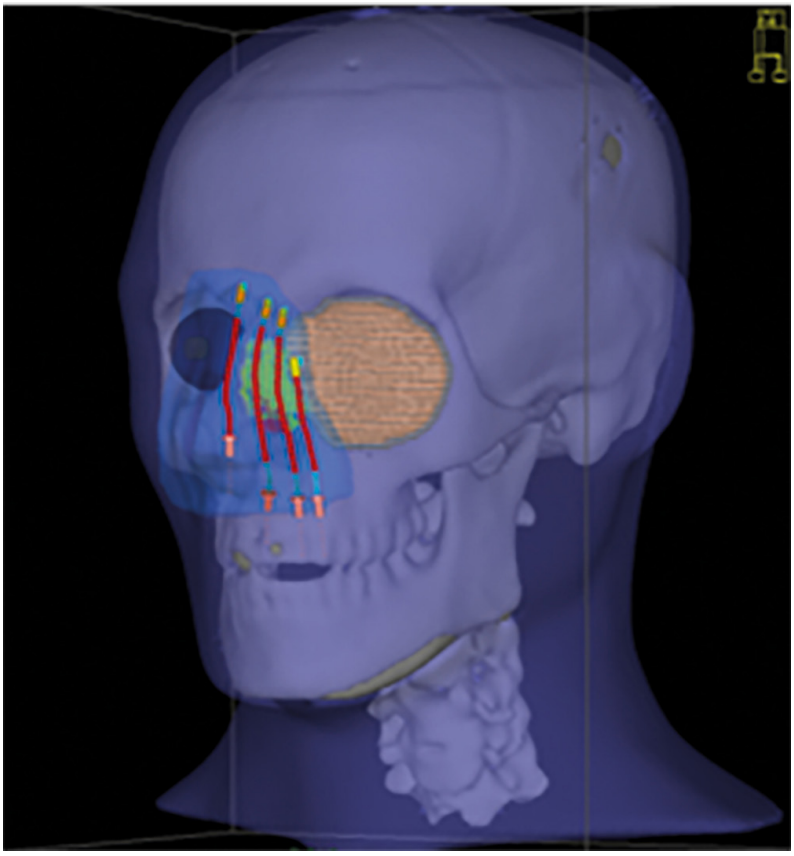


Fig. 1. Estructuras consideradas en el maniquí STEEV con el molde de nariz y la estructura auxiliar del blindaje colocados. Para este caso se han utilizado cuatro catéteres.

Con el fin de reproducir un escenario clínico realista, se seleccionó un caso de lesión cutánea nasal situada en el lateral izquierdo de la nariz, con un fraccionamiento de 600 cGy/fx a 3 mm de profundidad en 7 fracciones. Se confeccionó un molde nasal de silicona específico para el maniquí, y una estructura auxiliar del mismo material para simular el blindaje de plomo en las imágenes de tomografía computarizada (CT).

Se adquirió un estudio helicoidal de CT del maniquí con el molde colocado. Se usó un CT SOMATOM Confidence (Siemens Healthcare, Erlangen, Alemania), con una tensión de exploración de 120 kV, una corriente efectiva de 287 mAs, con el modo CARE Dose4D y la modulación de dosis activados, y un espesor de corte de 2 mm. En el molde se incluyeron marcadores que permitieron identificar la localización de la lesión y la posición de los catéteres de tratamiento, cuatro catéteres en total para este caso. El plan de tratamiento se diseñó en el sistema de planificación Oncentra Brachy con algoritmo basado en el TG-43.

En la fig. 1 se muestra la geometría considerada para el plan de tratamiento. Se observa la estructura auxiliar correspondiente al plomo, y los cuatro catéteres adheridos al molde.

En la fig. 2 se muestra un corte axial del plan de tratamiento con las distintas estructuras de interés contorneadas: globos oculares, cristalinos, molde y blindaje de plomo con su recubrimiento de film.

Blindajes oculares

El estudio se centró en caracterizar el comportamiento dosimétrico de blindajes de plomo de 2 mmPb y 4 mmPb. Con el fin de evitar efectos indeseados a distancias muy próximas al plomo, estos blindajes fueron envueltos con varias capas de film transparente, midiéndose con una regla el grosor total, hasta obtener un espesor de aproximadamente 1 mm en ambos lados. Ambos blindajes se colocaron externamente sobre la región correspondiente al párpado ipsilateral del maniquí, reproduciendo la práctica clínica habitual de protección ocular durante tratamientos de braquiterapia superficial.

Determinación de los factores de atenuación del plomo

Simulaciones Monte Carlo

Las simulaciones se realizaron con el código PenRed, basado en las físicas de transporte de radiación de PENELOPE.[5] Se modelizó la fuente Flexisource de Ir-192 siguiendo las recomendaciones del TG-43, incluyendo la geometría, el espectro de emisión y los parámetros dosimétricos.[7,8] Este modelo fue validado mediante la comparación de la tasa de dosis por uni-

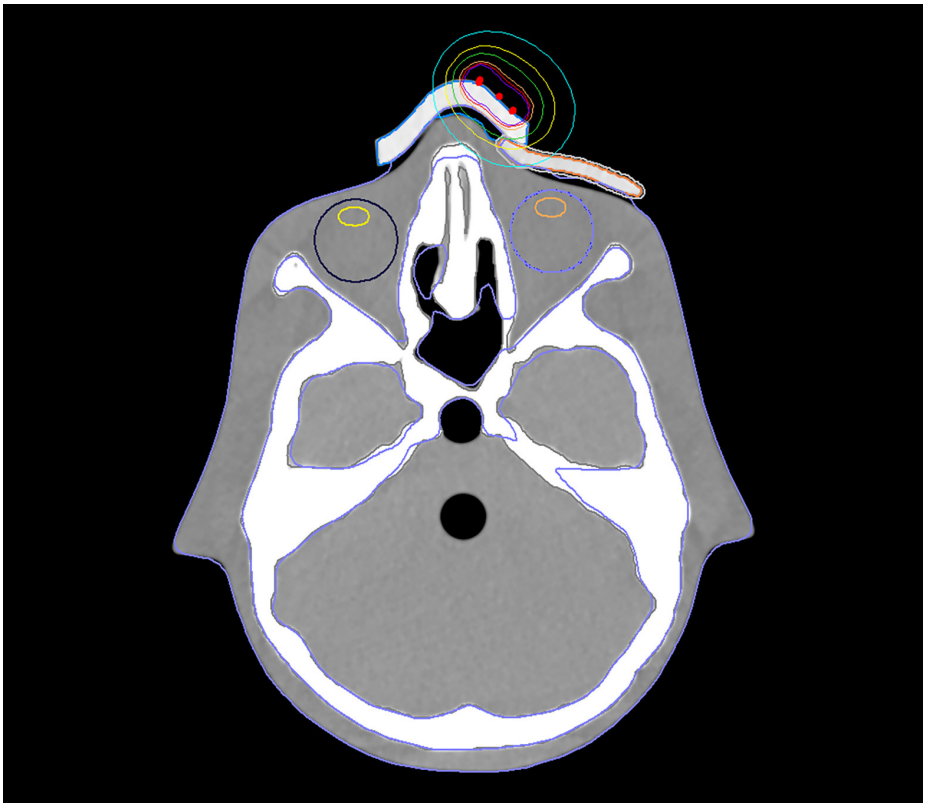


Fig. 2. Corte axial del plan de tratamiento.

dad de intensidad de kerma en aire ($cGy \cdot h^{-1} \cdot U^{-1}$) con los valores de consenso[9] en varios puntos discretos. Adicionalmente, se hizo una validación comparando los histogramas obtenidos a partir de la simulación Monte Carlo, en condiciones del TG-43, con los calculados con el sistema de planificación.

Se simularon tres configuraciones: sin blindaje (0 mmPb), con 2 mmPb y con 4 mmPb. Para cada caso se generaron 10^7 historias. La principal estructura de interés era el cristalino ipsilateral, para evaluar la reducción de dosis directamente en el tejido radiosensible más cercano a la zona de tratamiento. No obstante, con el fin de determinar el factor de transmisión del plomo de una forma más precisa, se definió la estructura correspondiente al párpado ipsilateral, por ser la región anatómica más próxima al blindaje. El factor de transmisión (f_{MC}) para cada espesor se calculó como:

$$f_{MC} = \frac{D_{media}(con\ \mathrm{Pb})}{D_{media}(sin\ \mathrm{Pb})} \quad (1)$$

donde D_{media} es la dosis media de la estructura considerada, para los distintos espesores de plomo.

En la fig. 3 se muestran las densidades usadas para la simulación Monte Carlo mediante un mapa de color. La imagen CT se ha segmentado mediante umbrales de Unidades Hounsfield (HU) y se han asignado las composiciones y densidades de la base de datos de materiales de PENELOPE y de las recomendaciones publicadas.[10] En el anexo A.3 se detallan los materiales usados y sus densidades.

Mediciones experimentales

La parte experimental consistió en la administración de los tres tratamientos (0, 2 y 4 mmPb) simulando la práctica clínica habitual. Se emplearon películas radiocrómicas EBT-4,[11] previamente calibradas (véase información en el anexo A.1), recortadas con dimensiones similares a la superficie del párpado ($3 \times 2\ cm^2$). Estas se colocaron en la zona delimitada encima del párpado, para facilitar el posterior corregistro entre ellas.

En la fig. 4 se muestra la colocación relativa de los distintos elementos del sistema, en este caso para el tratamiento sin blindaje de plomo.

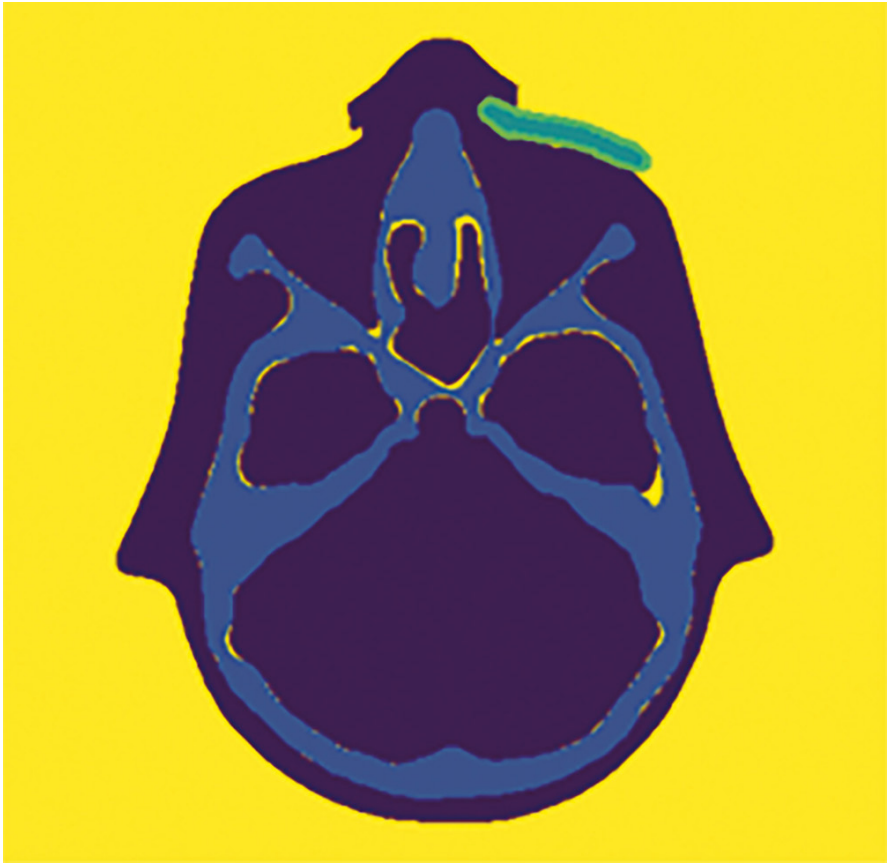


Fig. 3. Corte axial del maniquí. El mapa de color representa las densidades de aire (amarillo), tejido blando (morado), hueso (azul), PVC para el recubrimiento del plomo (verde), y plomo (verde oscuro).

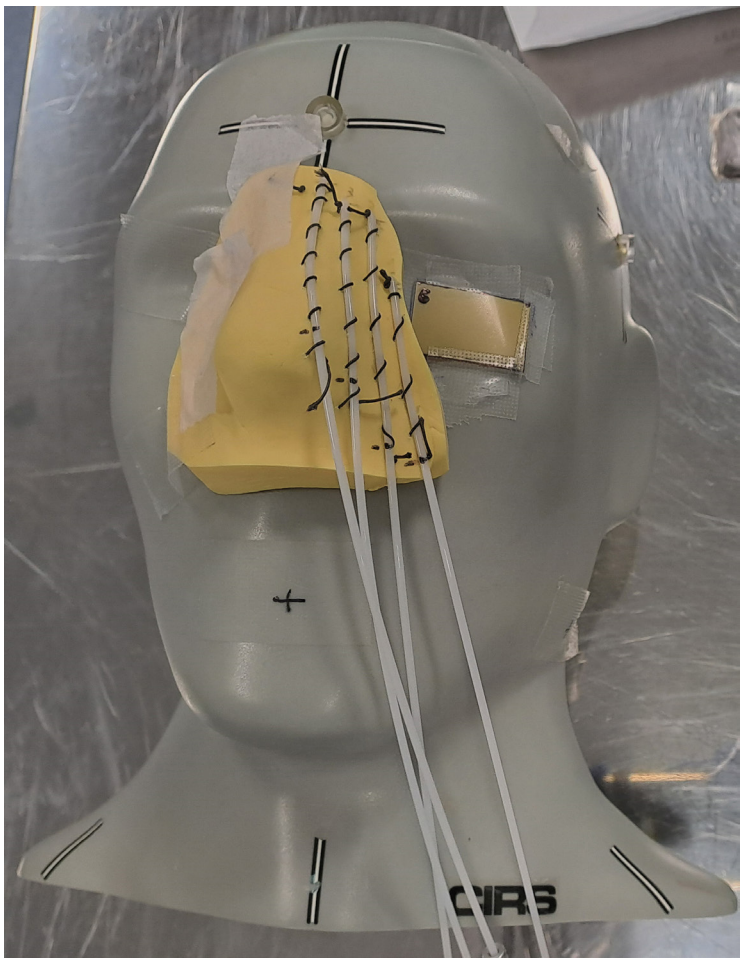


Fig. 4. Maniquí STEEV con el molde y la película colocados, listo para administrar el tratamiento.

Para cada caso el factor de transmisión (f_{exp}) se calculó como:

$$f_{exp} = \frac{D(con\,\mathrm{Pb})}{D(sin\,\mathrm{Pb})} \qquad (2)$$

donde D es la dosis en un cierto punto sobre la película.

Caracterización de los electrones secundarios del plomo

Con el objetivo de evaluar la contribución de los electrones secundarios generados en la superficie del blindaje de plomo, se realizó un estudio específico utilizando únicamente el espesor de 4 mmPb. Para ello, se reprodujo el tratamiento clínico en el maniquí STEEV en las mismas condiciones que en las mediciones experimentales previas, pero modificando la configuración de detección. En este caso, se colocaron siete películas radiocrómicas EBT-4 de las mismas dimensiones (3 × 2 cm^2), apiladas una sobre otra, situadas directamente debajo del plomo. El espesor de cada película es de 0.28 mm, garantizando así un rango de detección de aproximadamente 2 mm.

A diferencia de los tratamientos y simulaciones anteriores, el blindaje de plomo no llevaba ningún recubrimiento de film. Esta decisión se tomó con el fin de permitir la detección de los electrones secundarios emitidos por el plomo, cuyo rango es muy corto y cuya contribución queda enmascarada si existe cualquier capa superficial que los absorba antes de alcanzar la película.

3. Resultados

Simulaciones Monte Carlo

A continuación se presentan los resultados obtenidos mediante simulaciones Monte Carlo para los tres casos propuestos (0 mmPb, 2 mmPb y 4 mmPb).

En la fig. 5a se aprecia la reducción en la dosis absorbida para el cristalino. Considerando 7 fracciones

se obtienen unas dosis medias de **9.69 ± 0.04** Gy para 0 mmPb, **3.94 ± 0.03** Gy para 2 mmPb, y **2.42 ± 0.02** Gy para 4 mmPb. Usando la ecuación 1 obtenemos los factores de transmisión de la tabla 1. Para más información acerca de las incertidumbres véase anexo A.2.1.

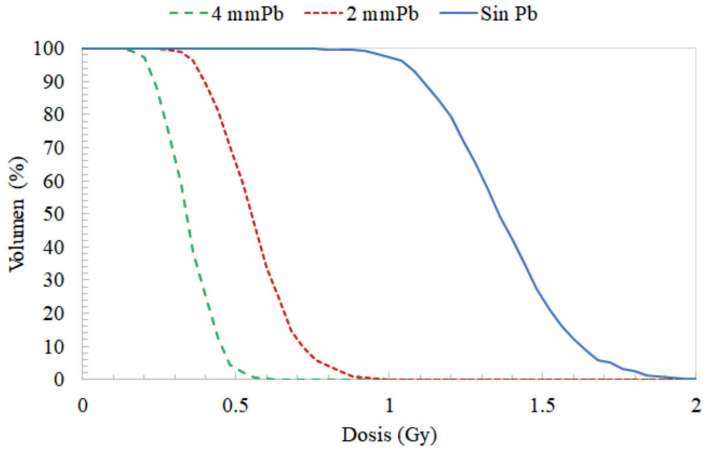
Tabla 1. Factores de transmisión y su incertidumbre δ, para 2 mmPb y 4 mmPb, calculados en el cristalino. Obtenidos a partir de simulaciones Monte Carlo.

Espesor Pb	Factor de transmisión	δ
2 mmPb	0.406	± 0.004
4 mmPb	0.250	± 0.003

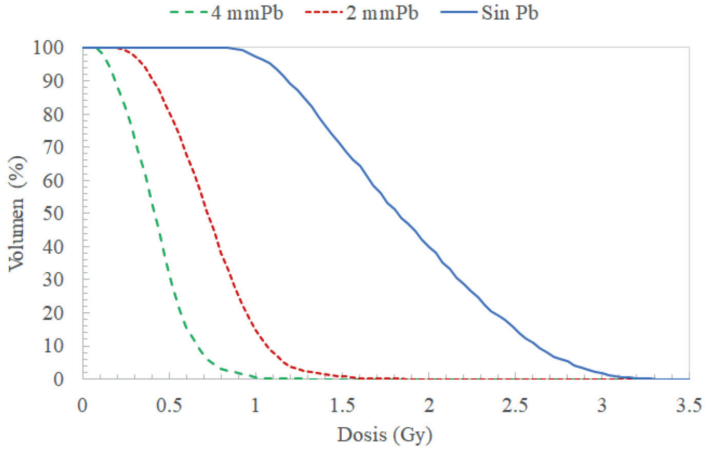
Tabla 2. Factores de transmisión y su incertidumbre δ, para 2 mmPb y 4 mmPb, calculados en el párpado. Obtenidos a partir de simulaciones Monte Carlo.

Espesor Pb	Factor de transmisión	δ
2 mmPb	0.394	± 0.002
4 mmPb	0.227	± 0.001

En la fig. 5b se observa la disminución en la dosis absorbida por el párpado en función del espesor del blindaje. Calculando la dosis media para cada caso y haciendo uso de la ecuación 1 obtenemos los factores mostrados en la tabla 2.



(a) Cristalino ipsilateral



(b) Párpado ipsilateral

Fig. 5. Histogramas dosis volumen acumulados por fracción, para el párpado y el cristalino ipsilateral, en las tres simulaciones (0 mmPb, 2 mmPb y 4 mmPb).

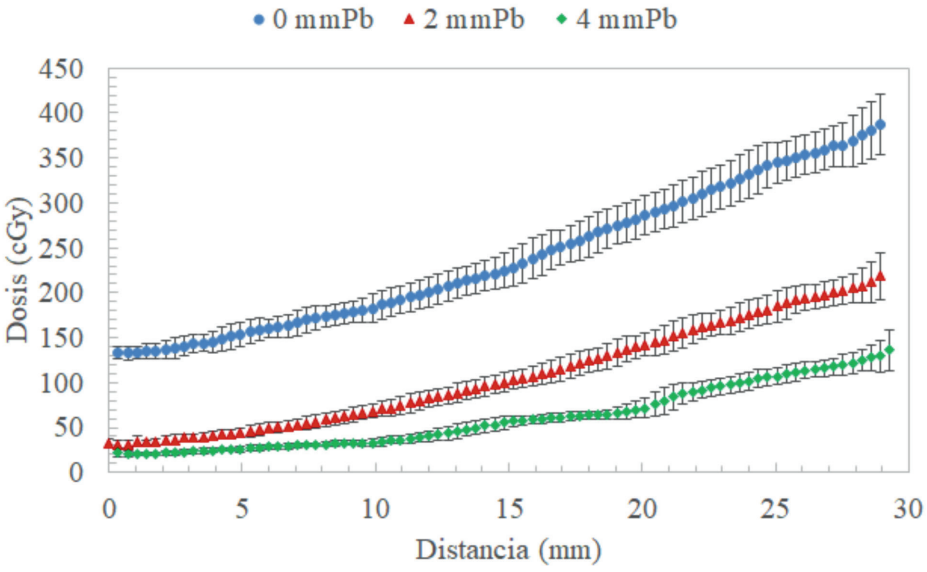


Fig. 6. Dosis absorbida en las películas radiocrómicas EBT-4, a lo largo de un perfil en la dirección de máximo gradiente, para cada uno de los tres casos irradiados (0 mmPb, 2 mmPb y 4 mmPb).

Mediciones experimentales

La fig. 6 muestra las dosis registradas con las películas radiocrómicas para los tres tratamientos irradiados. Debido al elevado gradiente de dosis en la región de interés, se caracterizó la dosis a lo largo del eje con el mayor gradiente sobre la película. Las películas fueron colocadas en la misma posición encima del párpado para los tres tratamientos, facilitando así su corregistro. El origen de las películas se sitúa en el borde de la película más distal al eje de simetría del maniquí.

Para evitar efectos indeseados del ruido sobre la película, los valores de píxel fueron promediados mediante un perfil ancho de 3.5 mm. En el anexo A.2.2 se detallan las consideraciones acerca del cálculo de incertidumbres.

En la fig. 7 se representa el factor de transmisión experimental en función de la distancia sobre la película, obtenido mediante la ecuación 2. A partir de las

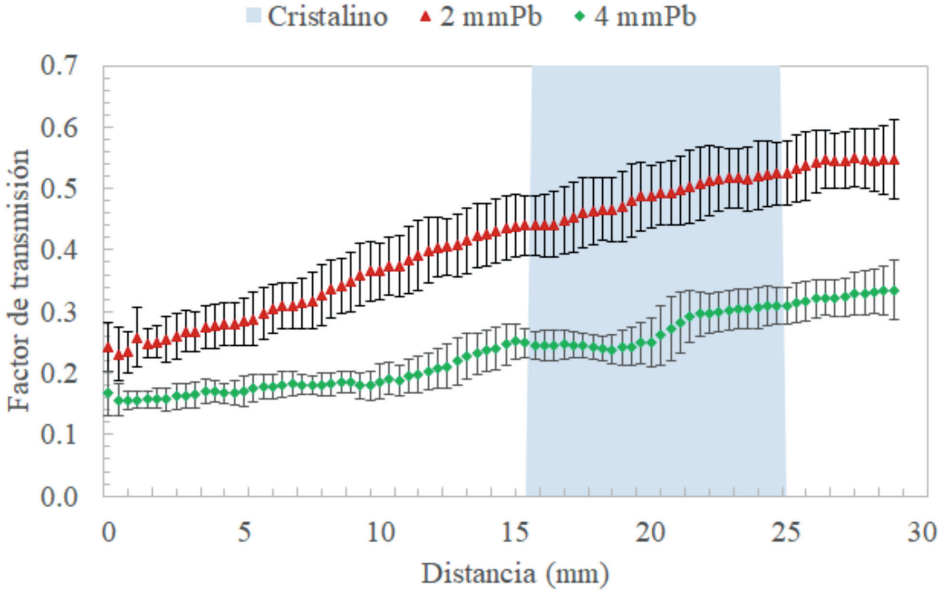


Fig. 7. Factores de transmisión del plomo en función de la distancia sobre la película, para cada espesor (2 mmPb y 4 mmPb). Se representa en azul la región correspondiente a la ubicación del cristalino.

Tabla 3. Factores de transmisión promedio en la región del cristalino, y su incertidumbre δ; para 2 mmPb y 4 mmPb, obtenidos mediante mediciones experimentales.

Espesor Pb	Factor de transmisión	δ
2 mmPb	0.49	± 0.08
4 mmPb	0.27	± 0.07

marcas del posicionamiento de las películas radiocrómicas y los marcadores radiopacos presentes en el maniquí, se pudo determinar qué zona de la película estaba situada sobre el cristalino, definido en el plan de tratamiento. En la tabla 3 se muestran los factores de transmisión promedio en la región del cristalino.

Caracterización de los electrones secundarios del plomo

Los resultados que se presentan a continuación corresponden a las mediciones destinadas a evaluar la dosis debida a los electrones secundarios emitidos en el plomo.

La fig. 8 muestra una sobredosificación en la superficie, correspondiente a los electrones secundarios, con un aumento de la dosis en contacto con el blindaje del 80 % y un alcance máximo de aproximadamente 0.8 mm.

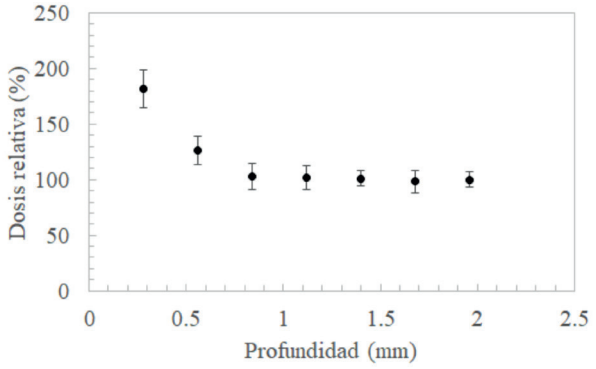


Fig. 8. Dosis promedio en las películas radiocrómicas en función de la profundidad.

4. Discusión

Los resultados obtenidos en este estudio muestran que los blindajes de 2 mmPb y 4 mmPb proporcionan una reducción significativa de la dosis en estructuras próximas a la localización de tratamiento. Tanto las simulaciones Monte Carlo como las mediciones experimentales evidencian una atenuación sustancial en la región anterior del ojo, lo que confirma la utilidad clínica de estos espesores de plomo en situaciones en las que la proximidad al ojo constituye un riesgo dosimétrico relevante.

El estudio permite, además, cuantificar la repercusión directa del blindaje sobre la dosis absorbida por el cristalino. Las simulaciones muestran disminuciones considerables en las dosis medias. Observamos reducciones desde 9.7 Gy sin blindaje, hasta 3.9 Gy y 2.4 Gy para 2 y 4 mmPb respectivamente. Se aprecia el beneficio adicional del blindaje de 4 mmPb, considerando la evidencia existente frente a la aparición de posibles complicaciones radioinducidas.[12,13]

Un aspecto destacado es la diferencia observada entre los factores de transmisión determinados en el párpado y en el cristalino. La atenuación efectiva en el cristalino resulta menor que en la región superficial donde se apoya el plomo, debido a que en tejidos más profundos hay mayor contribución de radiación dispersa.

El análisis experimental de la emisión de electrones secundarios evidencia un aumento local de dosis en la interfaz plomo-tejido. Este efecto, limitado espacialmente a menos de 1 mm de profundidad, adquiere relevancia únicamente en los tejidos en contacto directo con el blindaje. El incremento del 80 % observado justifica la necesidad de incorporar un recubrimiento del plomo, con un material como plástico o parafina.

Existe cierta coherencia entre los factores de transmisión obtenidos en la región del cristalino para los distintos métodos usados. Analizando los valores de las tablas 1 y 3, para cada uno de los blindajes estudiados, concluimos que, debido a que las desviaciones presentes son menores que dos veces la incertidumbre combinada, las diferencias entre las medidas experimentales y simulaciones Monte Carlo no son significativas.

Este estudio presenta ciertas limitaciones que deben considerarse. En primer lugar, únicamente se evaluaron dos espesores de plomo (2 y 4 mmPb), lo que restringe la posibilidad de extrapolar los hallazgos a otras configuraciones de blindaje. Además, la caracterización se realizó utilizando una sola anatomía y un único plan de tratamiento, lo que limita la generalización de los resultados a otros escenarios clínicos.

5. Conclusiones

A continuación se resumen los resultados clave obtenidos en este trabajo:

- Los blindajes de 2 mmPb y 4 mmPb reducen de forma significativa la dosis absorbida en la zona anterior del ojo durante tratamientos de braquiterapia HDR de lesiones cutáneas nasales, pro-

porcionando una estrategia eficaz de protección radiológica.

- El blindaje de 4 mmPb ofrece una disminución adicional clínicamente relevante de la dosis en el cristalino respecto a 2 mmPb, lo cual justifica su elección para reducir posibles complicaciones radioinducidas.
- La atenuación observada en el cristalino es inferior a la registrada en la superficie del párpado, debido a la contribución relativa de la radiación dispersa interna no interceptada por el blindaje. Esto pone de manifiesto la necesidad de evaluar directamente la estructura anatómica objetivo en la planificación dosimétrica.
- La emisión de electrones secundarios del plomo produce un incremento localizado de la dosis superficial, con un alcance inferior a 1 mm. La incorporación de un recubrimiento del blindaje constituye una medida efectiva para eliminar este efecto.

En conjunto, la coherencia entre los resultados simulados y experimentales, junto con la cuantificación de la dosis en el cristalino y la caracterización de los electrones secundarios, proporciona un marco robusto para la selección de blindajes en braquiterapia HDR de lesiones nasales. Los resultados de este trabajo respaldan el uso preferente de blindaje de al menos 4 mmPb con recubrimiento de al menos 1 mm. Estos hallazgos, basados en condiciones clínicas realistas, contribuyen a la optimización de la protección radiológica del ojo en este tipo de tratamientos.

Agradecimientos

Quisiera agradecer a María Jesús Macías, Juan M. Delgado, Pedro J. Mancha y María José Trinidad por su contribución en este trabajo.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflictos de intereses relacionados con este trabajo.

Referencias

1. Guinot JL, Rembielak A, Perez-Calatayud J, Rodríguez-Villalba S, Skowronek J, Tagliaferri L, et al. GEC-ESTRO ACROP recommendations in skin brachytherapy. Radiother Oncol. 2018;126(3):377-85. https://doi.org/10.1016/j.radonc.2018.01.013
2. Jacob S, Michel M, Brézin AP, Laurier D, Bernier MO. Ionizing Radiation as a Risk Factor for Cataract: What about Low-Dose Effects? J Clin Exp Ophthalmol. 2012;S1:005. https://doi.org/10.4172/2155-9570.S1-005
3. Stewart FA, Akleyev AV, Hauer-Jensen M, Hendry JH, Kleiman NJ, MacVittie TJ, et al. ICRP publication 118: ICRP Statement on Tissue Reactions and Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs — Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. Ann ICRP. 2012;41(1-2):1-322. https://doi.org/10.1016/j.icrp.2012.02.001
4. Zwierzchowski G, Bieleda G, Szymbor A, Boehlke M. Personalized Superficial HDR Brachytherapy—Dosimetric Verification of Dose Distribution with Lead Shielding of Critical Organs in the Head and Neck Region. J Pers Med. 2022;12(9):1432. https://doi.org/10.3390/jpm12091432
5. Giménez-Alventosa V, Giménez Gómez V, Oliver S. PenRed: An extensible and parallel Monte-Carlo framework for radiation transport based on PENELOPE. Comput Phys Commun. 2021;267:108065. https://doi.org/10.1016/j.cpc.2021.108065
6. Computerized Imaging Reference Systems, Inc. Phantom Patient for Stereotactic End-to-End Verification. Norfolk, VA; 2013. Publication No. 038 PB 032423, 16 pp.
7. Granero D, Pérez-Calatayud J, Casal E, Ballester F, Venselaar J. A dosimetric study on the high dose rate Flexisource. Med Phys. 2006;33(12):4578-82. https://doi.org/10.1118/1.2388154
8. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Huq MS, Ibbott GS, et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. Med Phys. 2004;31(3):633-74. https://doi.org/10.1118/1.1646040
9. Perez-Calatayud J, Ballester F, Das RK, DeWerd LA, Ibbott GS, Meigooni AS, et al. Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Report of the AAPM and ESTRO. Med Phys. 2012;39(5):2904-29. https://doi.org/10.1118/1.3703892
10. Beaulieu L, Carlsson Tedgren Å, Carrier J, Davis SD, Mourtada F, Rivard MJ, et al. Report of the Task Group 186 on model-based dose calculation methods in brachytherapy beyond the TG-43 formalism: Current status and recommendations for clinical implementation. Med Phys. 2012;39(10):6208-36. https://doi.org/10.1118/1.4747264
11. Guan F, Chen H, Draeger E, Li Y, Aydin R, Tien CJ, et al. Characterization of Gafchromic™ EBT4 film with clinical kV/MV photons and MeV electrons. Precis Radiat Oncol. 2023;7(2):84-91. https://doi.org/10.1002/pro6.1204
12. Ainsbury EA, Dalke C, Hamada N, Benadjaoud MA, Chumak V, Ginjaume M, et al. Radiation-induced lens opacities: Epidemiological, clinical and experimental evidence, methodological issues, research gaps and strategy. Environ Int. 2021;146:106213. https://doi.org/10.1016/j.envint.2020.106213
13. Thome C, Chambers DB, Hooker AM, Thompson JW, Boreham DR. Deterministic Effects to the Lens of the Eye Following Ionizing Radiation Exposure: is There Evidence to Support a Reduction in Threshold Dose? Health Phys. 2018;114(3):328-43. https://doi.org/10.1097/HP.0000000000000810
14. Christ G. White polystyrene as a substitute for water in high energy photon dosimetry. Med Phys. 1995;22(12):2097-100. https://doi.org/10.1118/1.597652
15. Howard ME, Herman MG, Grams MP. Methodology for radiochromic film analysis using FilmQA Pro and ImageJ.

PLoS ONE. 2020;15(5):e0233562. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0233562

16. Huang L, Gaballa H, Chang J. Evaluating dosimetric accuracy of the 6 MV calibration on EBT3 film in the use of Ir-192 high dose rate brachytherapy. J Appl Clin Med Phys. 2022;23(5):e13571. https://doi.org/10.1002/acm2.13571
17. Bassi S, Cummins D, McCavana P. Energy and dose dependence of GafChromic EBT3-V3 film across a wide energy range. Phys Med. 2019;67:197-8. https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.09.187
18. Berger MJ, Coursey JS, Zucker MA, Chang J. Stopping-power and range tables for electrons, protons, and helium ions (ESTAR, PSTAR, ASTAR); 2017. Online database. National Institute of Standards and Technology (NIST), Standard Reference Database 124. https://doi.org/10.18434/T4NC7P

A. Anexos

A.1. Calibración de las películas radiocrómicas

La calibración del lote de películas radiocrómicas EBT-4 se realizó irradiando fragmentos de aproximadamente 9 × 10 cm^2 en el centro de un campo de 6 MV de 10 × 10 cm^2, variando las unidades de monitor para conseguir diferentes niveles de dosis entre 0.5 y 8 Gy. Estas dosis se determinaron previamente mediante una cámara de ionización tipo Farmer, irradiada en las mismas condiciones geométricas que las películas. Tanto el punto efectivo de medida de la cámara como las películas, se colocaron entre láminas de plástico RW3 (PTW Freiburg GmbH, Alemania), a 5 cm de profundidad y con 5 cm de retrodispersión, con una distancia foco-película de 100 cm.

En la determinación de la dosis se aplicaron los factores del protocolo TRS-398 rev.1, despreciando la no equivalencia a agua del RW3 y de la propia película. La corrección asociada a esta no equivalencia (dependiente del detector, la energía, la profundidad y del tipo de magnitud dosimétrica deseada) sería inferior al 1 % para las condiciones utilizadas, por lo que se consideró despreciable.[14]

Para cada punto de dosis se definieron, en el canal rojo, regiones de interés (ROIs) centradas en la zona homogénea de cada película, y se ajustó la siguiente ecuación de calibración que relaciona el valor de píxel (VP) con la dosis absorbida:[15]

$$Dosis = c\left(\frac{VP - a}{d - VP}\right)^{1/b} \quad (3)$$

donde $a = 45562.40$, $b = 0.90$, $c = 440.12$, $d = -190.52$ son los parámetros del ajuste.

El escaneo de las películas se realizó 18 h después de la irradiación, con el fin de permitir un cierto ennegrecimiento post-exposición. Se utilizó un escáner EPSON 10000XL en modo transmisión, resolución de 72 ppp, y con una lámina de 3 mm de metacrilato transparente sobre la película para evitar curvaturas. Para tener en cuenta la dependencia direccional de la respuesta de las películas, la orientación de escaneo se mantuvo constante en todas las adquisiciones.

A.2. Cálculo de incertidumbres

A.2.1. Incertidumbre en las simulaciones Monte Carlo

En las simulaciones Monte Carlo se empleó el registro estadístico *DICOM KERMA TRACK LENGTH,*[5] que proporciona una matriz voxelizada con la dosis depositada y su desviación estándar asociada. A partir de los vóxeles pertenecientes a la estructura de interés, se calculó la dosis media y su incertidumbre, asumiendo que las incertidumbres estadísticas de cada vóxel son independientes entre sí. Este procedimiento se aplicó a los tres casos simulados (0, 2 y 4 mmPb), obteniéndose así la incertidumbre estadística correspondiente al factor de transmisión determinado por Monte Carlo.

A.2.2. Incertidumbre en las mediciones experimentales

A continuación se exponen las consideraciones usadas para las incertidumbres de los resultados obtenidos.

Posicionamiento de las películas

Aunque la zona de colocación de las películas se marcó cuidadosamente sobre la superficie correspondiente al párpado del maniquí, se asumió una desviación máxima de 1 mm entre la película irradiada sin blindaje y las irradiadas con blindaje, en la dirección en la que se caracteriza la dosis en función de la distancia. Para cada punto experimental, la incertidumbre asociada al posicionamiento se estimó desplazando las mediciones ± 0.5 mm y calculando la diferencia respecto al valor obtenido sin desplazamiento. La suma de estas diferencias proporcionó, de una forma conservadora, la contribución total de la incertidumbre geométrica para cada punto.

Calibración de las películas

La incertidumbre debida a la diferencia de energía de calibración (6 MV respecto al iridio-192) se desprecia ya que, a pesar de que a bajas dosis la respuesta de

Tabla 4. Materiales considerados en las simulaciones Monte Carlo. Se indica la densidad, el umbral de HU y la referencia de su composición

Material	Densidad (g/cm^3)	Umbral HU	Composición
Aire	0.0012	[–1000, –100)	Berger et al.[18]
Tejido blando	1.02	[–100, 232)	Beaulieu et al.[10]
Hueso	1.92	[232, 2431]	Beaulieu et al.[10]
PVC	1.30	—	Berger et al.[18]
Plomo	11.3	—	Berger et al.[18]

las películas sí dependa de la energía,[16] las diferencias de dosis registradas para los distintos casos (0 mmPb, 2 mmPb y 4 mmPb) son tales que, los factores correctores que habría que aplicar al numerador y denominador de la ecuación 2, introducen una incertidumbre total en el factor de transmisión negligible frente a la incertidumbre global considerada.[17]

Por otro lado, el ajuste de la curva de calibración (ecuación 3) introdujo una incertidumbre sistemática, con una desviación máxima del 4 % en el rango de dosis tratadas, la cual se aplicó a todos los puntos de dosis medidos en las películas.

La incertidumbre total del factor de transmisión experimental para el cristalino (tabla 3), se definió como la diferencia máxima apreciada en el rango de valores considerados, dentro de la zona del cristalino. No se combinó con las incertidumbres de calibración y posicionamiento por ser esta de orden de magnitud superior.

A.3. Materiales y densidades

En la tabla 4 se detallan los materiales considerados en las simulaciones Monte Carlo, así como sus densidades, umbrales de HU y las referencias de las composiciones.

Los blindajes de plomo y su recubrimiento de PVC se definieron a partir de la estructura auxiliar confeccionada junto con el molde nasal.