



Evaluación de tres materiales utilizados como moldes para braquiterapia en el Hospital General de México

José A. Barragán-Pérez^{1*}, Mauricio Durán-Cruz¹, Anton R. Barragán-Lira², Anabel Ugalde-Manzo³
y Elisa Santiago-Godínez⁴

¹Departamento de Radioterapia, Oncología, Hospital General de México; ²Departamento de Pregrado, Hospital de Especialidades Dr. Bernardo Sepúlveda Gutiérrez, Centro Médico Nacional Siglo XXI, IMSS; ³Servicio de Oncología, Unidad de Prótesis Maxilofacial, Hospital General de México; ⁴Departamento de Pregrado, Hospital General Regional 2, IMSS. Ciudad de México, México

Resumen

Antecedentes: En braquiterapia para cáncer de piel y cicatrices queloides se colocan fuentes radiactivas sobre un material llamado molde, y este sobre la superficie del paciente, para irradiar una lesión determinada. **Objetivo:** Evaluar los materiales con que fabricamos los moldes en nuestro hospital y determinar si son equivalentes al tejido humano, o bien obtener un factor que pueda corregir su discrepancia en la dosis prescrita con estos. **Método:** Estudio observacional, prospectivo, transversal del tipo investigación cualitativa que se apega a las guías SRQR, en el que se obtuvieron los porcentajes de dosis a profundidad (PDP) y las dosis, en un maniquí de material equivalente al agua. Se fabricaron tres maniqués de acrílico, cera y material termoplástico, para establecer sus equivalencias o sus factores de corrección si fuesen necesarios. **Resultados:** Se obtuvo buena concordancia en los valores de los PDP y en dosis medidas, entre el equivalente de agua con el sistema de planeación y con los obtenidos en acrílico y cera. **Conclusión:** El uso de cera y acrílico resultaron ser apropiados para este tipo de aplicación, aunque no así el material termoplástico en malla.

Palabras clave: Braquiterapia. Moldes. Materiales. Queloides. Cáncer. Piel.

Evaluation of three materials used as molds for brachytherapy at Hospital General de México

Abstract

Background: In brachytherapy for skin cancer and keloids scars, radiative sources are placed into a material called mold and this over patients' surface in order to irradiate a determinate lesion. **Objective:** To evaluate materials which molds are made in our hospital, to determinate if these are equivalents to the human tissue or to get a correction factor for prescribed dose in other case. **Method:** An observational, prospective, transversal study of qualitative kind investigation, which agrees SRQR guides, in which we got percentages deep doses (PDD) and doses for an equivalent to water phantom. We build acrylic, wax and thermoplastic material phantoms, for to get equivalences and the corrections factor if it would be necessary. **Results:** We got a good agreement in PDPs and doses measures value among water equivalent phantom, planning system with acrylic and wax measures. **Conclusion:** We consider appropriate to use acrylic and wax for this type of treatment although it was not the case with our thermoplastic mold.

Keywords: Brachytherapy. Molds. Materials. Keloid. Cancer. Skin.

*Correspondencia:

José A. Barragán-Pérez
E-mail: corrjabp@gmail.com

Fecha de recepción: 25-02-2025

Fecha de aceptación: 10-09-2025

DOI: 10.24875/j.gamo.25000027

Disponible en internet: 30-10-2025

Gac Mex Oncol. 2025;24(4):141-148

www.gamo-smeo.com

2565-005X/© 2025 Sociedad Mexicana de Oncología. Publicado por Permanyer. Este es un artículo open access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Introducción

Se denomina braquiterapia al tratamiento clínico que consiste en colocar fuentes radiactivas encapsuladas dentro o en la proximidad de un tumor, mediante una aplicación intersticial, intracavitaria o superficial¹⁻³.

Para tratar lesiones en piel, se han desarrollado aplicadores metálicos como los modelos Leipzig[®], Valencia[®] y Gammamed[®]; sin embargo, debido al tamaño máximo de estos aplicadores (30 a 40 mm) y su superficie plana, existe limitación en el tratamiento de lesiones mayores o con superficies irregulares^{4,5}. Por ello, el uso de moldes personalizados es una de las mejores opciones para el tratamiento de neoplasias grandes o superficies irregulares^{6,7}. Estos moldes constan de un material colocado sobre la piel o la mucosa del paciente, con material radiactivo del lado opuesto para irradiar la lesión. Se han utilizado moldes de cuero⁸, caucho, cera⁹, parafina, material termoplástico¹⁰, resina acrílica, polimetilmetacrilato¹¹, polímeros especializados y silicón de alta viscosidad^{12,13}, buscando que el material pueda seguir el contorno de la superficie que tratar y mantener estables a los catéteres empleados durante los tratamientos.

Parte de la radiación emitida por la fuente es atenuada o dispersada por el propio molde, y dado que esta radiación no alcanza al tumor, no debe considerarse como radiación terapéutica, por tanto la prescripción tendría que adaptarse. La razón de dosis que el molde entrega depende entre otros factores del tipo de fuente, la distancia de las fuentes a la lesión, área cubierta por las fuentes y material del molde¹⁴.

No existe consenso general sobre el material que emplear, más bien depende del criterio de cada institución, de su maleabilidad, disposición y costo. Por ello, este trabajo tiene como objetivo valorar la variación en la dosis terapéutica entregada al tumor con la utilización de moldes elaborados con tres diferentes materiales en la aplicación de braquiterapia superficial de alta tasa de dosis.

Método

Estudio observacional, prospectivo, transversal del tipo investigación cualitativa que se apega a las guías SRQR en el que se emplearon tres materiales con los que se suelen realizar moldes para braquiterapia. Los moldes utilizados en nuestra Unidad de Radiooncología son elaborados por el Departamento de Prótesis Maxilofacial, buscando cumplir con los siguientes criterios:

- Reproducibilidad de la superficie del paciente donde se encuentra la lesión.
- Que el material empleado fuese dosimétricamente equivalente al tejido humano.
- Comodidad.
- Estabilidad.
- Resistencia.
- Fácil inserción y desinserción.
- De ser posible, transparencia del material, ya que ello permite el control visual de los tejidos que tratar.

Para su fabricación se toma una impresión con un coloide irreversible de la zona, obteniendo un negativo, para reproducir el contorno del paciente. De este modo, se confecciona el dispositivo en cera o en resina acrílica autocurable, y sobre este se elaboran los surcos separados aproximadamente entre 8 a 10 mm entre sí, donde implantarán los tubos guías de la fuente, de forma paralela de acuerdo con la recomendación del *stepping source dosimetry system*, que es el utilizado en la optimización y una extensión del Sistema de París¹⁵. Procuramos que el molde tenga un espesor de 3 a 5 mm entre fuente y piel, para lograr un efecto de *bolus* y homogenización en la distribución de la dosis (Figs. 1 y 2).

El estudio se realizó con el equipo Nucletron[®], modelo Microselectron HDR Classic[®], el cual utiliza una fuente de iridio-192 encapsulada en acero inoxidable en un cilindro con diámetro exterior de 1.1 mm y longitud de 3.6 mm. Los catéteres empleados en los moldes son Flexible Nylon Implant Tube 1.9 mm[®], los cuales también fueron empleados para realizar las mediciones dosimétricas en el eje principal.

Para la obtención de los porcentajes de dosis a profundidad (PDP) empleamos varios maniqués, uno de agua sólida y otros de acrílico, de cera y del material termoplástico utilizado en las máscaras de fijación para teleterapia (Fig. 3).

El maniquí de agua sólida es un PTW modelo T29672[®] láminas RW3 de 30 × 30 cm con diferentes espesores, compuesto por poliuretano blanco con un porcentaje de masa del 2% de TiO₂, la densidad del RW3 es de 1.045 g/cm³, el parámetro de material efectivo Z/A es de 0.536 y la densidad electrónica es 1.012, la del agua¹⁶.

El maniquí de acrílico fue elaborado de varias láminas de 10 × 10 cm c/u y de diferentes espesores, con acrílico tipo comercial (Nictone) y peróxido de benzoilo (PBO) que es un copolímero de metil metacrilato y etil metacrilato con un peso molecular de 150.300 g/mol.

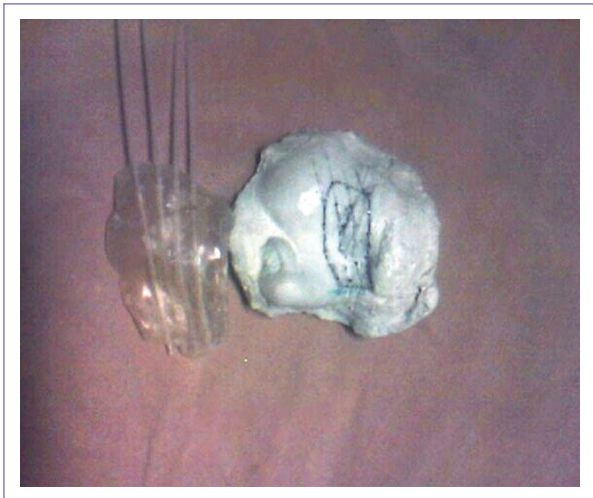


Figura 1. Molde fabricado en acrílico con los catéteres requeridos para cubrir la zona y en los que se introducirá la fuente durante los tratamientos.

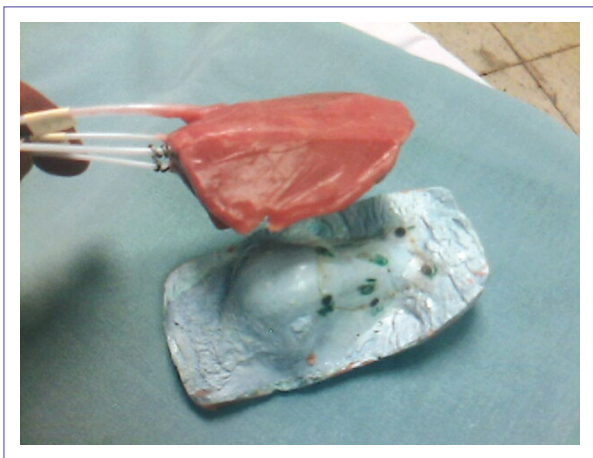


Figura 2. Impresión en yeso y fabricación del molde en cera para seguir la forma cóncavo-convexa de la zona que tratar.

El maniquí de cera fue elaborado de varias láminas de 10 x 12 cm c/u y de diferentes espesores, con cera dental tipo «toda estación», compuesta de cerasina 80%, cera de abeja 12%, carnauba 2.5%, resina 3% y cera sintética 2.5%.

En los cálculos dosimétricos se utilizó un sistema de planeación PLATO® versión v14.1. y equipos de dosimetría; electrómetro Wellhofer modelo Multidos®, cámara de ionización plana PPC05 (46 mm³) marca Wellhofer®, con capuchón de PMMA, punto efectivo de medición en el lado interior de la cara de la pared

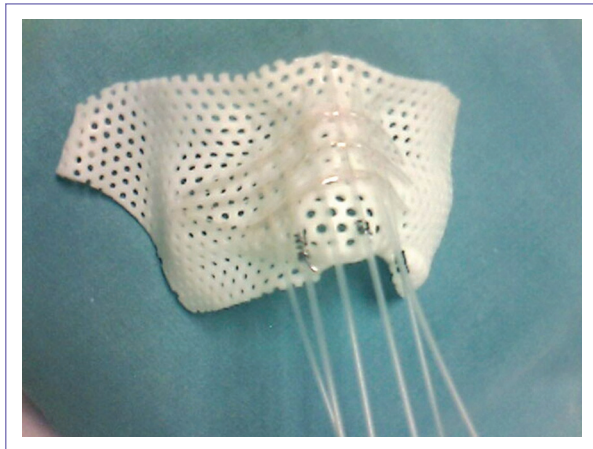


Figura 3. Molde fabricado a partir de máscara termoplástica.

frontal con un grosor equivalente a 1 mm de agua (sensitividad de 1.746 nC/cGy).

El agua es el material de referencia estándar en dosimetría de fotones, haces de electrones y en braquiterapia; por tanto, fue utilizada como dosimetría inicial y de referencia para los PDP. En dosimetría se recomienda comparar los resultados de las mediciones (intercomparación redundante) con resultados obtenidos por medio del sistema Monte Carlo® o mediante dosimetría de película o algún otro método¹⁷⁻¹⁹. Sin embargo, en nuestro hospital, al igual que en muchos otros, por diversas razones no se cuenta con cualquiera de estos dos métodos, por lo que para corroborar los valores obtenidos y solventar este inconveniente utilizamos una validación cruzada, comparando los PDP adquiridos en agua con los del sistema de planeación PLATO® versión 14.1 para HDR, mediante el cual se efectúan los cálculos en los tratamientos, lo que es una forma indirecta de verificar la similitud o discrepancia con Monte Carlo y dosimetría de película, ya que estos son utilizados en los sistemas de planeación para validar los suyos, adicionalmente de acuerdo con recomendaciones de la American Association of Physicists in Medicine (AAPM), y como doble chequeo se compararon los resultados con otra fuente independiente reportada en la literatura.

Posteriormente, ya validados estos, se midieron los PDP para el acrílico y la cera utilizados en nuestros moldes y se compararon con los obtenidos en agua sólida, adquiriendo también los valores de dosis en la superficie de la piel al atravesar una capa de 3 y 5 mm del material para obtener un factor de corrección en función del material.

Todos los valores para los PDP y las dosis a 3 y 5 mm se obtuvieron promediando los resultados de tres lecturas tomadas de 60 s cada una.

Resultados

Los PDP para el agua sólida y los valores obtenidos mediante el sistema PLATO versión v14.1, se muestran en la [figura 4](#). Se encontró buena correlación entre los PDP medidos para el agua con los del sistema de planeación; en promedio la diferencia de porcentajes fue del 1.42% y la máxima diferencia obtenida fue del 2.27% a 8 mm de profundidad, lo que nos permitió evaluar en forma inicial y positiva nuestros métodos de medición y toma de datos. Adicionalmente, como doble chequeo, siguiendo las recomendaciones de la AAPM de comparar resultados con otra fuente más, y debido a que no se contó con los recursos para realizar los cálculos mediante Monte Carlo, se hizo comparando los resultados reportados por Pedraza et al.²⁰, quienes utilizaron el código Monte Carlo[®] MCNP4C2 para obtener los PDP y reportaron tener buena concordancia con los valores de algunos de los que usualmente han sido aceptados por la comunidad científica internacional como los de Evans²¹ y Leon²², lo que constituyó otra forma de confirmación que el procedimiento y nuestras lecturas eran correctas, pues el promedio de las diferencias de porcentajes que reportan Pedraza et al. y los nuestros fue de solo un 2.61% (rango: 0.21-3.72%) y la mayor diferencia fue a 10 mm de profundidad.

Posteriormente medimos los PDP para el acrílico y la cera y se compararon ahora con los del agua sólida, mostrando también concordancia entre los valores de estas ([Fig. 5](#)). Como se observa, las curvas resultaron muy similares, aunque existen ligeras fluctuaciones en la trayectoria que describe principalmente la curva del acrílico, sin embargo la diferencia máxima en porcentaje que obtuvimos entre ellas fue en el acrílico del 2.6%, lo que representa un error relativo del -5.33%, que se considera aceptable en braquiterapia debido a los grandes gradientes que se presentan cerca de las fuentes en este tipo de tratamientos, además de que esta ocurrió a los 8 mm de profundidad, que es más allá de la profundidad de prescripción, la cual suele ser de 3 a 5 mm.

La [tabla 1](#) presenta los porcentajes y las diferencias que obtuvimos para agua, acrílico y cera en profundidades que consideramos pudiesen ser significativas para estos tratamientos.

Como los valores de dosis dependen, además del material de que esté construido dicho molde, de la profundidad, la actividad de la fuente y del tiempo que

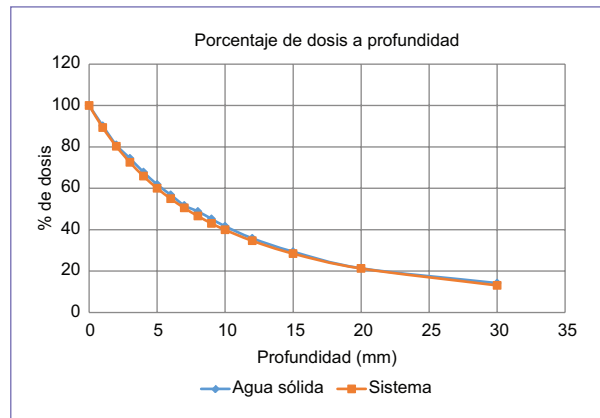


Figura 4. Curva de dosis a profundidad en agua sólida y el sistema de planeación.

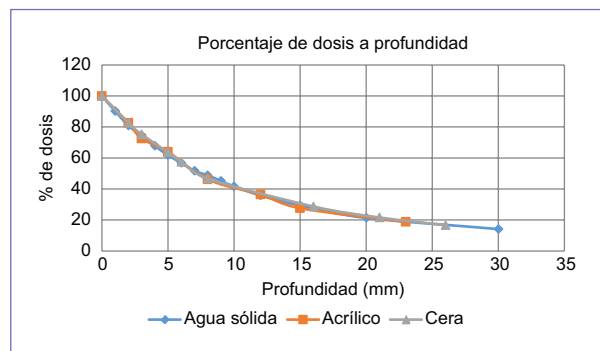


Figura 5. Curva de dosis a profundidad obtenidas en agua sólida, acrílico y cera.

permanezca en la posición determinada, decidimos conveniente mostrar la tasa de dosis en cGy/s para una fuente de 10 curies. Los valores obtenidos a 3 y 5 mm, que son las profundidades habituales de prescripción, y su error relativo se muestran en la [tabla 2](#).

Los resultados de las mediciones realizadas con el material termoplástico se muestran en la [figura 6](#) y la [tabla 3](#).

Discusión

Existe muy poca evidencia en la literatura sobre características dosimétricas de los materiales que se emplean en la elaboración de moldes, a excepción de algunos utilizados en impresión 3D. En general solo se reporta el material que fue empleado en el molde, cera^{23,24} o acrílico^{25,26}. Sin embargo, hay gran variabilidad de estos, que depende básicamente de la institución que lo emplea.

Tabla 1. PDP y diferencias de estos en acrílico y cera, con respecto al agua a profundidades específicas

Profundidad	Agua	Acrílico	Cera	Δ% Agua-Acrílico*	Δ% Agua-Cera*
Superficie	100	100	100	0	0
2 mm	80.92	82.73	82.52	2.24	1.94
3 mm	74.45	72.57	75.22	2.53	1.03
5 mm	61.82	63.98	63.73	3.49	3.09
8 mm	48.81	46.21	46.67	5.33	4.38

*La diferencia relativa del porcentaje se calculó como: $100 \times (\text{PDP de cada material-PDP en agua})/\text{PDP en agua}$.
PDP: porcentajes de dosis a profundidad.

Tabla 2. Razones de dosis en cGy/s, y error relativo de los valores

Profundidad	Agua cGy/s	Acrílico cGy/s	Cera cGy/s	Δ% Agua-Acrílico	Δ% Agua-Cera
3 mm	3.7478	3.6286	3.730	-3.18%	-0.475%
5 mm	3.1738	3.1572	3.1704	-0.52%	0.107%

*La diferencia relativa de la tasa de dosis se calculó como: $100 \times (\text{tasa en cada material-tasa en agua})/\text{tasa en agua}$.

Ramin Jabeti et al.²⁷ evaluaron la dosis en cuatro espesores (5, 10, 15 y 20 mm) del material (Condensation silicone elastomer-Protesil™) que emplean en la fabricación de sus moldes para BT y compararon sus mediciones con los de su sistema de planeación de tratamiento (TPS), HDR (Versión 3, Eckert & Ziegler BEBIG GmbH, Berlín, Alemania). Concluyeron que su TPS sobreestimaba la dosis en la superficie con respecto a la medida en las profundidades menores o iguales a 5 mm con MOSFET y aún mayores con film, llegando hasta un 35%, aunque más allá de 5 mm presentaron buena correlación en las dosis medidas y recomiendan que cada departamento valide la dosimetría del material elegido para construir sus moldes de tratamientos.

Sabbas et al.²⁸ evaluaron la dosis y el porcentaje de tratamiento en la planeación con moldes de caucho de silicona, mencionando la dependencia de la dosis a profundidad en los moldes con respecto a su tamaño, la optimización empleada e incluso a la curvatura de este, y concluyen que la dosis en piel que entregan estos debe ser evaluada por cada institución.

Tabla 3. Porcentajes de dosis a profundidad y diferencias para agua sólida y material termoplástico

Profundidad en (mm)	Material termoplástico	Agua sólida	Dif H ₂ O y termoplástico
0	100	100	0
1	94.33	90.21	4.12
2	86.95	80.92	6.03
3	72.08	74.45	-2.37
4	60.23	67.8	-7.57
5	53.38	61.82	-8.44
6	50.22	56.82	-6.6
7	47	51.7	-4.7
8	55.6	48.81	6.79
9	40.61	45.22	-4.61
10	47.56	41.64	5.92
12	28.56	35.83	-7.27
15	16.41	29.36	-12.95
20	9.61	21.35	-11.74
30	6.03	14.17	-8.14

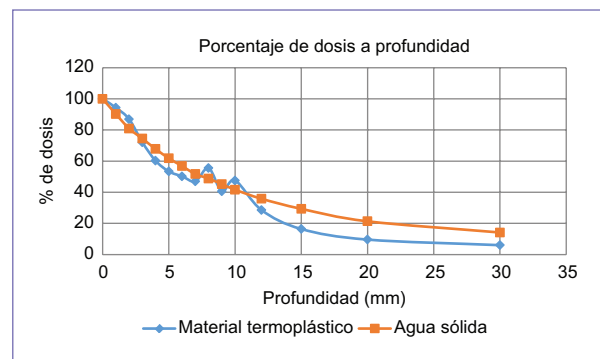


Figura 6. Curvas de dosis a profundidad obtenidas en material termoplástico y agua sólida.

En nuestro estudio comparamos las mediciones de PDP en agua sólida con las obtenidas tanto del sistema de planeación que utilizamos, como las reportadas en la literatura mediante Monte Carlo por Pedraza et al.²⁰, y se obtuvo con estas últimas una diferencia de porcentajes en promedio de 2.61% (rango: 0.21-3.72%) por lo que, una vez verificado nuestro procedimiento, se registraron los valores de PDP y razones de

dosis para los tres materiales (Fig. 5). Al analizar los resultados, se corroboró que no existe una diferencia significativa en cuanto a la atenuación tanto de la cera como del acrílico que empleamos con respecto a la del agua y, las ligeras fluctuaciones en la trayectoria del PDP del acrílico las atribuimos a que en la elaboración de las placas para este maniquí es más difícil de conseguir una mezcla perfectamente homogénea, sin embargo la diferencia máxima en el porcentaje fue del 2.6% a la profundidad de 8 mm, lo que representa solo un error relativo del -5.33% (Tabla 1).

Obtuvimos diferencias en valor absoluto en los porcentajes con respecto al agua para el acrílico en el rango de 0.34-2.6% (media: 0.135, desviación estándar [DE]: 1.72) y para la cera de 0.17-2.39% (media: -0.752, DE: 1.38). No obstante, si quisiéramos efectuar una corrección debido al PDP en la entrega de la dosis, los valores promedio que obtuvimos por la utilización de estos materiales son de acuerdo con nuestros resultados 1.00135 y -1.0075, los cuales representan una diferencia promedio de solo +0.14% y -0.75% para el acrílico y la cera respectivamente con respecto a lo obtenido en agua sólida, por lo que ello parecería ser innecesario.

Adicionalmente se realizó un análisis de las diferencias de los porcentajes con respecto a los del agua mediante Kruskal-Wallis para muestras independientes considerando una $p < 0.05$ como significativa. El análisis se efectuó mediante el uso del programa estadístico IBM SPSS Statistics V.21, obteniendo un valor de 0.027 para el termoplast y 0.146 para cera y acrílico, lo que implica rechazar la hipótesis nula de la igualdad de sus medianas para el termoplast y aceptarlas para la cera y el acrílico con respecto al agua.

Respecto a la dosis en el eje central para 3 y 5 mm de profundidad, observamos buena correspondencia entre los valores de la tasa de dosis en cGy por segundo, en agua sólida con los obtenidos tanto en cera como con acrílico, ya que a 3 mm de profundidad las diferencias fueron en error relativo del 3.18% en acrílico y del 0.475% en cera y, a 5 mm de profundidad resultaron aun menores al 1% de error relativo en ambos casos (Tabla 2). Sin embargo, en el caso del molde fabricado con material termoplástico de malla utilizada para fijación en tratamientos de teleterapia, los resultados no fueron satisfactorios, pues con pequeñas variaciones de colocación, los porcentajes no fueron reproducibles, obteniéndose en algunas ocasiones valores mayores de los esperados y en

otras por debajo de ellos, con diferencias que van del 2.37 al 13%, siendo a veces positivas y otras negativas, con media -3.68 y DE 6.56 (Fig. 6, Tabla 3). Consideramos que estos resultados son debidos a la falta de uniformidad de la malla termoplástica, ya que hay espacios en los que la radiación atraviesa el material y en otros solo atraviesa parte de él, o solo el aire antes de llegar a la piel, además de que los catéteres tampoco están inmersos en el material, sino sobrepuestos externamente, lo que ocasiona diferencias por radiación dispersa y falta de homogeneidad en la dosis para las diferentes posiciones de la fuente sobre él. Debido a los altos gradientes de dosis producidos por las fuentes de braquiterapia, es muy relevante en los tratamientos de braquiterapia que utilizan una fuente de iridio-192 el posicionamiento de esta con respecto al tumor, por lo que se busca colocar dicha fuente a una distancia de 5 mm del tumor; distancias mayores o menores no son recomendables, pues una menor suele conducir a una sobredosis en la piel y una mayor a una subdosificación del tumor, por ello el posicionamiento y el material que atraviesa la radiación antes de llegar a la piel. Lo anterior tiene una gran relevancia clínica, ya que al existir heterogeneidad en la distribución de la dosis en profundidad, por una parte incrementa los efectos agudos y crónicos radioinducidos en zonas de sobredosificación, y por otra parte disminuye la efectividad oncológica del tratamiento aumentando las posibilidades de recaídas debido a las zonas de subdosificación; por lo que con base en ello y a nuestra experiencia clínica, no consideramos adecuado utilizar malla termoplástica para la elaboración de moldes para braquiterapia superficial.

Limitaciones que el estudio presenta son la cantidad de materiales analizados (3) y la no comprobación de las medidas con las que se obtendrían directamente mediante Monte Carlo o dosimetría de película. Pero a la vez creemos que se pueden convertir en fortalezas del estudio, pues los materiales analizados son de los más ampliamente utilizados y se logró subsanar de una manera alterna el inconveniente de no contar con todos los recursos, mediante validaciones cruzadas que están al alcance de todos los departamentos, pero siguiendo siempre recomendaciones de la AAPM¹⁷.

Conclusiones

En nuestro estudio, en su momento y aún ahora, no contamos con todos los recursos necesarios en el

hospital, y ante la necesidad de realizar este tipo de tratamientos, y sin que esto pretenda sustituir la conveniencia de corroborar mediciones con métodos como Monte Carlo o dosimetría por película, se trató de solventar este inconveniente. Bajo la premisa de encontrar una solución por medio de una forma alterna de verificar las mediciones si no se tienen todos los recursos, se realizaron mediciones de una forma de validación cruzada, para los tres materiales utilizados, pero siempre siguiendo recomendaciones de la AAPM, ya que en muchos departamentos de radiooncología como el nuestro por diversas razones no se tiene la posibilidad de contar con estos métodos para corroborarlo de forma directa.

Las mediciones efectuadas mostraron que hay una buena concordancia entre los porcentajes medidos en agua sólida, en cera y en acrílico, así también en las dosis entregadas a 3 y 5 mm de profundidad, pues presentaron una variación muy pequeña con respecto al agua sólida, por lo que se considera que es adecuada la fabricación de este tipo de moldes con ambos materiales y no sería imprescindible un factor de corrección.

Sin embargo, no sucedió lo mismo con la malla termoplástica, por lo que a consideración nuestra en este tipo de procedimientos no es recomendable su utilización, al menos en la presentación de malla, que fue la que se utilizó en este estudio.

Agradecimientos

Al Hospital General de México Dr. Eduardo Liceaga, por las facilidades prestadas para la realización de esta investigación.

Financiamiento

La presente investigación no ha recibido ninguna beca específica de agencias de los sectores públicos, comercial o con ánimo de lucro.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflicto de intereses.

Consideraciones éticas

Protección de personas y animales. Los autores declaran que para esta investigación no se han realizado experimentos en seres humanos ni en animales.

Confidencialidad, consentimiento informado y aprobación ética. El estudio no involucra datos personales de pacientes ni requiere aprobación ética. No se aplican las guías SAGER.

Declaración sobre el uso de inteligencia artificial. Los autores declaran que no utilizaron algún tipo de inteligencia artificial generativa para la redacción de este manuscrito.

Referencias

1. Gunilla CB. Dose calculations in brachytherapy. En: Gunilla CB. Radiation therapy planning. 2a ed. New York: McGraw-Hill; 1996. pp. 533-561.
2. Khan FM. Brachytherapy. En: Khan FM. The Physics of Radiation Therapy. 3a ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 2003. pp. 418-470.
3. Ravinder N, Anderson LL, Meli JA, Olch AJ, Stitt JA, Williamson JF. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. Code of practice for brachytherapy physics. Med Phys. 1997; 24(10):1558-98.
4. Varian Medical Systems Brachytherapy. Dose characterization of the surface applicator set with Leipzig-style Cone (GM11010080) Instructions for use. United Kingdom: Informe GM11010080; sept. 2015.
5. Ouhib Z, Kasper M, Calatayud JP, Rodríguez S, Bhatnagar A, Pai S, et al. Aspects of dosimetry and clinical practice of skin brachytherapy: The American Brachytherapy Society working group report. Brachytherapy. 2015;14:840-58.
6. Guinot JL, Rembielak A, Calatayud JP, Rodríguez VS, Skowronek J, Tagliaferri L, et al. GEC-ESTRO ACROP recommendations in skin brachytherapy. Radiother Oncol. 2018;126(3):377-85.
7. Finestres ZF, Guix MB, Cloquell DA, Chimenos KE, Tello LJ. Tratamiento del carcinoma de labio mediante braquiterapia de alta tasa de dosis. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2005;10:17-24.
8. Mould RF. Radium brachytherapy: historical Review. En: Mould RF, Battermann JJ, Martínez AA, Speiser BL, editores. Brachytherapy from Radium to Optimization. The Netherlands: Nucletron BV; 1994. pp.1-8.
9. Rodríguez S, Arenas M, Gutiérrez C, Richart J, Calatayud JP, Celada F, et al. Recommendations of the Spanish brachytherapy group (GEB) of Spanish Society of Radiation Oncology (SEOR) and the Spanish Society of Medical Physics (SEFM) for high-dose rate (HDR) non melanoma skin cancer brachytherapy. Clin Trans Oncol. 2018;20:431-42.
10. Membrive CI, Reig CA, Toll AA, Algara LM. Técnicas de radioterapia en oncología cutánea. Piel-Barcelona. 2014;29(2):110-3.
11. Guix B, Finestres F, Tello JI, Palma C, Martínez A, Guix JR, et al. Treatment of skin carcinomas of the face by high-dose-rate brachytherapy and custom-made surface molds. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2000;47:95-102.
12. Bassi S, Langan B, Malone C. Dosimetry assessment of patient-specific 3D printable materials for HDR surface brachytherapy. Physica Medica. 2019;67:166-75.
13. Zhao Y, Moran K, Yewondwossen M, Allan J, Clarke S, Rajaraman M, et al. Clinical applications of 3-dimensional printing in radiation therapy. Med Dosim. 2017 Summer;42(2):150-5.
14. Gunilla CB. Practical applications of brachytherapy techniques. En: Gunilla CB. Radiation Therapy Planning. 2a ed. New York: McGraw-Hill; 1996. pp. 566-608.
15. Van der Laarse R. The Stepping Source Dosimetry System as an extension of Paris System. En: Mould RF, Battermann JJ, Martínez AA, Speiser BL. Brachytherapy from radium to Optimization. The Netherlands: Nucletron BV; 1994. pp. 319-330.
16. Physikalisch Technische Werkstätten. PTW Operating Manual. RW3 Slab Phantom T29672 y T400006.1.001. Alemania: PTW; 2006.
17. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Huq SM, 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.
18. Weeks KJ. Treatment planning algorithms: brachytherapy. En: Khan FM, Potish RA, editores. Treatment planning radiation oncology, 2nd ed. EE.UU.: Williams & Wilkins; 2007. pp. 84-97.
19. Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, Hanson WF, Leibel S, Morton RJ, et al. Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. Comprehensive QA for radiation oncology. Med Phys. 1994;21(4):581-618.
20. Pedraza R, Rojas EL, Mitsoura E. Dosimetric characterization of ¹⁹²Ir source-Leipzig applicators sets for surface cancer treatment with Monte Carlo code MCNP4C. Rev Mex Ing Biomed. 2009;30(1):33-40.

21. Evans MDC, Yassa mmS, Podgorsak EB, Roman TN, Schreiner LJ, Souhami L. Surface applicators for high dose rate brachytherapy in aids-related Kaposi's sarcoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1997;39(3):769-74.
22. León Blasco A. Aplicación del código Monte Carlo MCNP a la dosimetría en braquiterapia con aplicador Leipzig. Estudio en medios homogéneo y heterogéneo. Valencia, España: Universitat Politècnica de València; 2005.
23. Kuncman L, Kozłowski S, Pietraszek A, Pietrzykowska-Kuncman A, Danielska J, Sobotkowski J, et al. Highly conformal CT based surface mould brachytherapy for non-melanoma skin cancers of earlobe and nose. *J Contemp Brachytherapy.* 2016;8(3):195-200.
24. Laliscia C, Fuentes T, Coccia N, Mattioni R, Perrone F, Paia F. High-dose-rate brachytherapy for non-melanoma skin cancer using tailored custom moulds - a single-centre experience. *Contemp Oncol (Pozn).* 2021;25(1):12-6.
25. Budrukkar A, Dasgupta A, Pandit P, Laskar SG, Murthy V, Upreti RR, et al. Clinical outcomes with high-dose-rate surface mould brachytherapy for intra-oral and skin malignancies involving head and neck region. *J Contemp Brachytherapy.* 2017;9(3):242-50.
26. Finestres ZF, Guix MB, Cloquell DA, Chimenos KE, Tello LJI. Tratamiento del carcinoma del labio mediante braquiterapia de alta tasa de dosis. *Medicina y Patología Oral.* 2005;10:17-24.
27. Jaber R, Siavashpour Z, Zare AN, Gholami MA, Jafari F, Biniiaz M. Validation of an individualized home-made superficial brachytherapy mold applied for deep nonmelanoma skin cancer. *Rep Pract Oncol Radiother.* 2022;27(6):1010-8.
28. Sabbas AM, Kulidzhanov FG, Presser J, Hayes MK, Nori D. HDR Brachytherapy with surface applicators: technical considerations and dosimetry. *Technol Cancer Res Treat.* 2004;3(3):259-67.