



# Eficacia del grosor de moldes homogenizadores para radioterapia de acrílico autopolimerizable

Karina Ramírez Márquez,\* Carlos A Morales Zavala,<sup>§</sup> Enrique Echevarría y Pérez,<sup>||</sup> Daniel R Ruesga Vázquez,<sup>¶</sup> Juan José Montoya Monterrubio<sup>¶</sup>

## RESUMEN

Los pacientes con cáncer muestran alteraciones anatómicas pre y posquirúrgicas en la región tumoral, como cavidades, depresiones o aumento de volumen que representan un problema para la planeación del tratamiento con radioterapia por la irregularidad de planos en la superficie. Los moldes homogenizadores son dispositivos protésicos que se utilizan para obtener una zona plana en estas superficies, su objetivo es la penetración del haz de radiación en forma directa, con la misma intensidad a todo el campo a irradiar. La utilización de estos moldes confeccionados en acrílico autopolimerizable en tratamientos de radioterapia ha sido de gran utilidad y uso constante; sin embargo el uso de este acrílico no ha sido bien estudiado en cuanto a sus características físicas en radioterapia, ni su efectividad y su coeficiente de absorción de la radiación en relación a los tejidos blandos. **Material y métodos:** Se confeccionaron 5 muestras de homogenizadores en acrílico Acrimin marca Arias autopolimerizable transparente con diferentes grosores: 1, 3, 5, 7 y 10 cm que se sometieron a irradiación en un equipo de radioterapia de telecobalto a una misma dosis. La absorción de radiación se midió con placas dosimétricas Grafchromic HD-810 y se obtuvo un promedio por cada homogenizador, se evaluó mediante un análisis descriptivo se analizó estadísticamente y se graficó. **Resultados:** El coeficiente de absorción de la radiación para el acrílico marca Arias fue de 0.002951 cm<sup>2</sup>/g, mientras que para los tejidos blandos fue del orden de 0.0635 cm<sup>2</sup>/g, es decir el acrílico permite el paso homogéneo de radiación. **Conclusión:** Los moldes homogenizadores en acrílico proveen mayor durabilidad, estabilidad dimensional y versatilidad en comparación a otros materiales.

**Palabras clave:** Moldes homogenizadores, radioterapia, acrílico autopolimerizable, coeficiente de absorción de radiación.

**Key words:** Homogeneous molds, radiotherapy, autopolymerizing acrylic, coefficients absorption of radiation.

## ABSTRACT

Patients with cancer have anatomic alterations in the tumoral region after and before surgery, like cavities, depressions or volume increase, that represents a problem for the radiotherapy planning due to the irregular surface. The homogenizer molds are prosthetic devices used to obtain a flat area on these surfaces, its objective is the penetration of the radiation beam in a direct form, with the same intensity to all of the irradiation field. The utilization of these autopolymerizing acrylic molds have been useful and their use is continual; nevertheless the use of this acrylic has not been thoroughly studied in regard to its physical characteristics in radiotherapy, nor its effectiveness or its radiation absorption coefficient in relation to soft tissue. **Material and methods:** 5 Acrimin acrylic Arias brand autopolymerizing transparent homogenizers were made with different thickness: 1, 3, 5, 7 and 10 cm and were irradiated with the same dose with a telecobalt 60 teletherapy machine. The absorption of radiation was measured with dosimetric Grafchromic HD-810 plates, and an average was obtained for every homogenizer, it was evaluated by a descriptive analysis, and it was stadificated and graphicated too. **Results:** The radiation absorption coefficient was obtained for Arias acrylic being 0.002951 cm<sup>2</sup>/g, while soft tissue was 0.0635 cm<sup>2</sup>/g, meaning that acrylic permits a more homogeneous radiation pass. **Conclusion:** The acrylic homogeneous molds, compared with other materials, provide better durability, dimensional stability and versatility in comparison with other materials.

## INTRODUCCIÓN

La radioterapia es una modalidad terapéutica anti-neoplásica de uso muy difundido que necesita planearse de acuerdo a las condiciones específicas de cada paciente oncológico.<sup>1,2</sup> Para el éxito de este tratamiento es necesario tener en cuenta la localización, estirpe histológica, estadio clínico y volumen del tumor, para evaluar el tipo y dosis de radiación a emplear, así como la utilización de aditamentos auxiliares como sujeciones, filtros en cuña, bolus y homogenizadores.<sup>2-11</sup> Los moldes homogenizadores

son dispositivos protésicos que tienen como objetivo ocupar el espacio de las irregularidades propias de la

\* Residente de la Especialidad de Prótesis Maxilofacial del Hospital General de México.

§ Profesor de Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología, UNAM.

|| Profesor de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología, UNAM.

¶ Físico de la Unidad de Radioterapia del Hospital General de México.

superficie de las neoplasias, o bien sustituir la pérdida de la continuidad del tejido producto de la resección quirúrgica del tumor a fin de obtener un plano en el espacio donde la penetración del haz de radiación se distribuya en forma homogénea a todo el campo de radiación de acuerdo a cada paciente.<sup>2,4-7,11-13</sup>

Desde los inicios del uso de la radioterapia, sobre todo en el área de cabeza y cuello, ha sido necesario el desarrollo de sistemas y métodos que permitan su correcta aplicación; en este sentido el apoyo por los cirujanos dentistas ha sido crucial, ya que se han introducido diversos materiales dentales con los que se han confeccionado dispositivos y moldes que facilitan la aplicación de la radiación en la zona tumoral. Bercher en el año 1922 empleaba escayola para realizar impresiones donde elaboraba placas de caucho que contenían tubos de radium, que eran fijados con cera al paciente.<sup>10</sup> Otro dispositivo utilizado principalmente en pacientes desdentados era el diseñado por Steele en 1953 que consistía en un aplicador de látex de 2 a 3 cm de espesor, para el empleo de agujas de radium. En 1950 Collins y Pool elaboraron uno de los primeros aplicadores en resina acrílica transparente, el aparato se sujetaba a una capelina que mantenía el aplicador en boca. Posteriormente en 1961 Araiche publicó la utilización de un molde de resina acrílica autopolimerizable que constaba de tres partes, y se colocaba desde la zona orbitaria hasta la cavidad oral, manteniéndose en su lugar mediante una capelina.<sup>8</sup> Miyamoto en 1992 describe el manejo radioterapéutico en un paciente con un defecto orocutáneo mediante un bolus acrílico.<sup>7</sup> En 1998 Bahadir, reportó el uso de un casco confeccionado en acrílico para el tratamiento con radioterapia en un paciente con diagnóstico de carcinoma basocelular de piel cabelluda.<sup>9</sup> En el año 2000 Brosky describe la fabricación de un bolus que permite la mejor distribución de la radiación en pacientes maxilectomizados.<sup>11</sup>

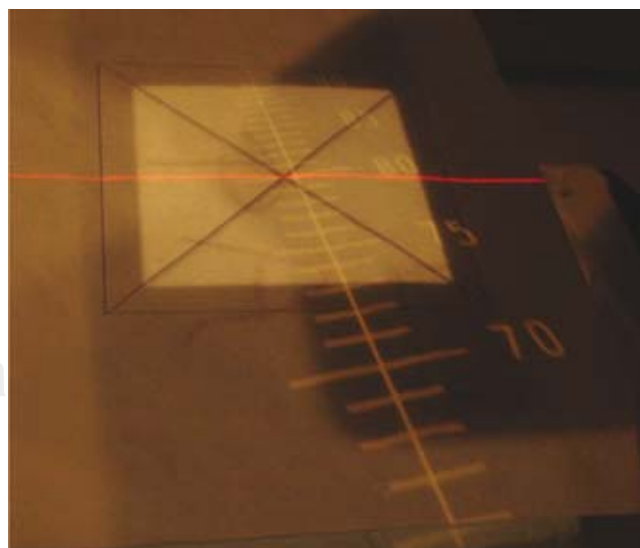
Se sabe que en el Hospital General de México desde 1967 se usan moldes homogenizadores de diversos materiales como cera y acrílico dental entre otros, para el tratamiento con radioterapia. Sin embargo hay características físicas en relación a radioterapia de estos materiales que no han sido bien estudiadas y su uso se sustenta en el conocimiento clínico empírico para el cálculo de las terapias en base a materiales semejantes (pero no los mismos) reportados en la literatura de física radioterapéutica.<sup>12-16</sup> en donde clásicamente se especifica que el coeficiente de absorción de radiación del agua, así como de los tejidos blandos es de  $0.0635 \text{ cm}^2/\text{g}$ . Lo anterior motivó la realización de este estudio que

tiene como objetivo medir y calcular el coeficiente de absorción de radiación del acrílico autopolimerizable, a fin de que se pueda cuantificar la dosis de radiación necesaria en el tratamiento de procesos neoplásicos y de esta forma evaluar de manera objetiva la efectividad de estos dispositivos. Por otra parte, es interesante comparar los resultados del coeficiente de absorción del acrílico autopolimerizable utilizado en la unidad de Prótesis Maxilofacial del Hospital General de México con los hallazgos reportados en la literatura.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se diseñaron 5 moldes con resina acrílica autopolimerizable transparente (Acrimin Arias) de 12 x 12 cm y de grosor variable (1, 3, 5, 7 y 10 cm). Los moldes se confeccionaron en un cubo de vidrio que fue unido y sellado con silicón en sus extremos. En este último se mezclaron polímero y monómero de metacrilato con una relación 3:1 mediante la técnica de goteo.

En el centro de una hoja de papel se trazó un cuadrado de 12 x 12 con una cruz en el centro, que se colocó en la mesa del equipo de Telecobalto (Theratron modelo Phoenix Número de Serie: 97, Atomic Energic of Canada) a una distancia de 80 cm con una apertura del campo de radiación de 10 x 10 cm de acuerdo a la calibración que el fabricante determina. Se corroboró la correcta ubicación en el centro del campo mediante un láser horizontal y otro vertical (*Figura 1*).



**Figura 1.** Campo de 10 x 10 cm en equipo de radioterapia.

De igual forma se retiraron del campo los láseres, la regla de altura y se dejó en penumbra el bunker donde se localiza el aparato de radioterapia. Las placas Grafchromic HD-810 sensibles a la radiación fueron manipuladas de acuerdo a las instrucciones del fabricante, con una pinza se colocó una placa dosimétrica testigo, en el centro de la cruz trazada en la hoja de papel. Se cerró el bunker, cumpliendo con las normas de comité de seguridad nuclear y salvaguardias. Se programó el aparato para irradiar a una dosis de 600 cGy durante 3.77 minutos (*Figura 2*).

Esta dosis fue calculada de acuerdo a la sensibilidad de las placas dosimétricas, el rendimiento de la fuente ( $Co^{60}$ ) del equipo Phoenix, y se ajustó lo más cercano a una dosis máxima en pacientes. Se realizó la irradiación. Se abrió el bunker para retirar con una pinza la placa do-



**Figura 2.** Panel de control del aparato de Telecobalto Theratron modelo Phoenix.



**Figura 3.** Colocación del molde de acrílico en el campo a radiar.

simétrica, se colocó dentro de un sobre de papel cartoncillo negro el cual fue foliado con el nombre de testigo.

Posteriormente se colocaron 4 placas en el centro del campo, se colocó el molde de acrílico de 1 cm y se cerró el bunker (*Figuras 3 y 4*).

Se programó el aparato para irradiar la misma dosis y se realizó la irradiación.

Para retirar con una pinza las placas dosimétricas se abrió el bunker, cada placa fue colocada dentro de un sobre de papel cartoncillo negro, los cuales fueron foliados de acuerdo al grosor del molde. Se repitieron los mismos pasos para los moldes restantes. Todas las irradiaciones se realizaron el mismo día para evitar variaciones en la fuente de energía del aparato.

De acuerdo a las indicaciones del fabricante se dejaron reposar todas las placas durante 48 horas.

Se realizó la lectura de 4 puntos diferentes en cada placa para obtenerse 16 medidas por cada molde acrílico, que dieron un total de 84 valores junto con el testigo. Las lecturas fueron realizadas con un densitómetro X Rite: DGC DEN-19 previamente calibrado de acuerdo a sus especificaciones, se interpuso un filtro color anaranjado que el fabricante de las placas provee para realizar la lectura (*Figura 5*).

Los valores fueron capturados en el programa de Microsoft Office Excel 2003.



**Figura 4.** Vista del molde acrílico colocado en el aparato de radioterapia.

### RESULTADOS

Por cada molde irradiado se obtuvieron 4 lecturas de cada placa, por lo que se obtuvieron 16 lecturas por cada molde, obteniéndose un total de 84 lecturas como resultado incluyendo las de la placa testigo. Se obtuvo el promedio por cada molde con su respectiva desviación estándar. Los resultados fueron tabulados y graficados (Cuadro 1 y figura 6).

Para el testigo el promedio de la absorción de radiación fue de 0.6975 y la desviación estándar (DE) es de 0.005, para el molde de 1 cm el promedio fue de 0.6881 con una DE de 0.0042, el molde de 3 cm obtuvo un promedio de 0.6956 con una DE de 0.0096, el molde de 5 cm presentó un promedio de 0.6837 y DE del orden de 0.0047, el molde de 7 cm mostró un promedio de 0.6793 con una desviación estándar de 0.0012 y el molde de 10 cm presentó un promedio de 0.6774 con una DE de 0.0020.

Con estos datos el coeficiente de absorción lineal que se obtuvo fue de 0.0035 <sup>1</sup>/cm y el coeficiente de absorción másico del acrílico autopolimerizable (Acrimin Arias) fue de 0.002951 cm<sup>2</sup>/g. Valor obtenido a través de la fórmula:

$$\mu/\rho = \text{mass absorption coefficient.}^{13}$$

$$\mu = 0.0035 \text{ }^1/\text{cm} \quad \rho = 1.186 \text{ g/cm}^2 \quad 0.0035/1.186 = 0.002951 \text{ cm}^2/\text{g.}$$

### DISCUSIÓN

Con los datos obtenidos se observa que los moldes homogenizadores fabricados en acrílico autopolimerizable tienen el mismo coeficiente de absorción de la

dosis de radiación aplicada en los tejidos blandos, ya que a mayor grosor del molde homogenizador, es mayor la cantidad de radiación que se absorbe.

Lo anterior es cierto a partir de un grosor de 2 cm, porque en el molde de 1 cm de grosor se observa una elevación de radiación por arriba del testigo, lo cual es indicativo de contaminación de radiación con este grosor, según Sellman<sup>11</sup> lo que puede aumentar la dosis de radiación en el campo de tratamiento.

Guillet<sup>3</sup> dice que se debe de colocar sobre la piel un material que absorba las radiaciones con la misma intensidad que los tejidos, para obtener una mejor distribución de la radiación en toda la zona tumoral, esto se confirma con el empleo de homogenizadores que hasta nuestros días se utiliza en el Hospital General de México. Pérez<sup>12</sup> menciona que los filtros y homogenizadores deben ser planeados de acuerdo al tipo de material para obtener una mejor distribución de la radiación. De aquí la importancia que nosotros consideramos de caracterizar los materiales con los que se confeccionan los homogenizadores.

Por otro lado, el coeficiente de absorción que obtuvimos del molde homogenizador de acuerdo a la fórmula es de 0.002951 cm<sup>2</sup>/g y es menor al descrito en la literatura por Khan,<sup>10</sup> Sellman<sup>11</sup> y Fletcher<sup>13</sup> lo cual quiere decir que los moldes utilizados en el Hospital General de México para el tratamiento con radioterapia de pacientes con neoplasias, absorben menor radiación de la esperada, permitiendo el paso de una mayor dosis a los tejidos. Además los moldes de 2 cm permiten el paso del 100% de radiación, por lo que no se modifica la dosis aplicada en los tejidos.

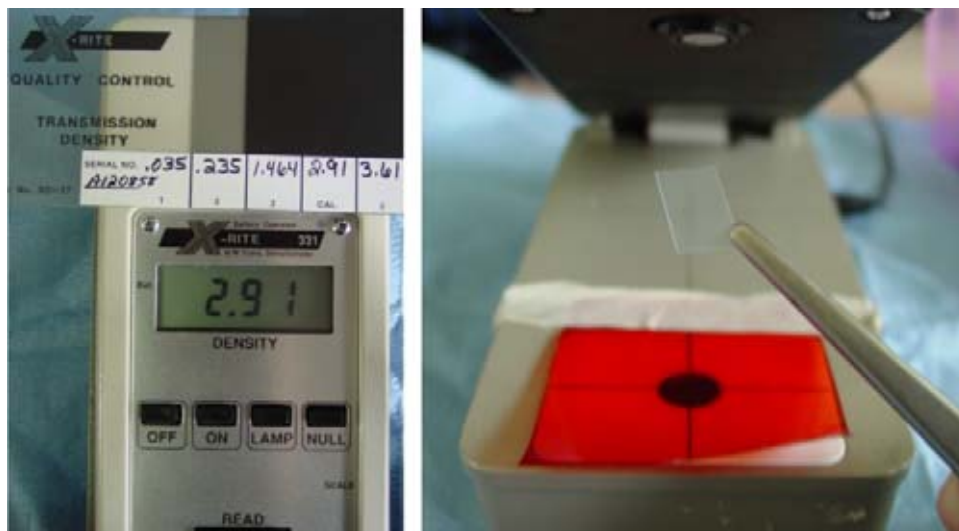
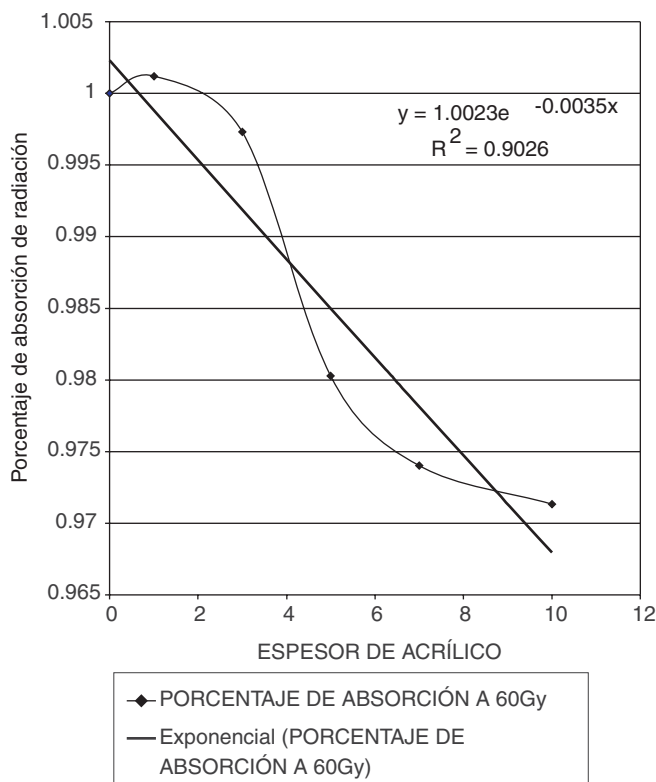


Figura 5. Densitómetro X-Rite calibrado y placas.



**Cuadro I.** Promedios de absorción de radiación con sus respectivas desviaciones estándar.

	Promedio	Desviación estándar
Testigo	0.6975	0.005
1 cm	0.6881	0.0042
3 cm	0.6956	0.0096
5 cm	0.6837	0.0047
7 cm	0.6793	0.0012
10 cm	0.6775	0.0020



**Figura 6.** Muestra los porcentajes de absorción de radiación de cada molde, el coeficiente de absorción de la radiación del acrílico Acrimin Arias.

### CONCLUSIONES

Se determinó el coeficiente de absorción del acrílico Acrimin Arias autopolimerizable que resultó ser de  $0.002951 \text{ cm}^2/\text{g}$ , es decir, menor a lo que se esperaba.

Se recomienda no utilizar moldes de 1 cm o menores en razón a que se observó contaminación electrónica, lo que clínicamente produce mayor dosis de radiación localmente.

La absorción de radiación de los homogenizadores comienza a partir de los 2 cm de grosor de este material y el porcentaje de absorción aumenta a mayor grosor.

La importancia en la determinación de la dosis de radiación que permite pasar un homogenizador es de valor para la determinación de la efectividad de la misma.

Los moldes homogenizadores para radioterapia de acrílico autopolimerizable son eficaces cuando son confeccionados con un grosor mayores de 2 cm, ya que ese es el espesor de equilibrio electrónico y las propiedades físicas que este material presenta como dureza, durabilidad, y estabilidad es mejor comparado con otros materiales utilizados para la confección de homogenizadores.

Los moldes homogenizadores permiten el paso de la radiación con mucha facilidad, por lo que las terapias de radiación deben adecuarse con este dato, ya que anteriormente se pensaba que el acrílico impedía el paso de la misma y reducía la dosis de irradiación planeada.

### AGRADECIMIENTOS

A Arias Comercializadora y Distribuidora Dental, S.A. de C.V. por el apoyo material brindado a esta investigación.\*

Al Dr. P. Luján Castilla Jefe de la Unidad de Radioterapia del Hospital General de México, por las facilidades otorgadas para esta investigación.

Al Dr. David Aguirre de la Unidad de Patología por su colaboración en la realización de este artículo como consejero científico.

### REFERENCIAS

1. *Cancer principles and practice of oncology* (monograph on CD-ROOM) De Vita V, Hellman S. Lippincott Williams & Wilkins 6th edition. 2003.
2. Wan CC. *Radiation therapy for head and neck neoplasms*. 3th edition. (USA) Wiley-Liss; 1997.
3. Jankielewicz I y cols. Prótesis bucomaxilofacial. Aparología protésica para el tratamiento con radioterapia. Barcelona: *Quintessence* 2003: 221-29.
4. Guillet JP. *Manual de física de radioterapia*. La teleterapia (Barcelona). Masson; 1996.
5. Mustafa C, Enis O, Bahadir E, et al. High dose rate mold brachytherapy of early gingival carcinoma: clinical report. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 512-14.
6. Million R. *Management of head and neck cancer*. (Philadelphia): J.B. Lippincott Company; 1994.
7. Miyamoto R, Terence J, Michael G et al. Radiotherapeutic management of an orocutaneous defect with a balloon-retaining stent. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 115-7.
8. Rahn A. *Prótesis maxilofaciales, principios y conceptos*. Prótesis para radioterapia. 1ª ed. Barcelona: Toray; 1973: 59-95.

9. Bahadir E, Canan H, Enis Ö et al. A hinged flange radiation carrier for the scalp: A clinical report. *J Prosthetic Dentistry* 1998; 79: 369-71.
10. Bercher J. The making of a fan appliance for radiumtherapy in the treatment of new growths of the jaw. *Dental Record* 1922; 42: 475-76.
11. Brosky ME, Chung Lee, Timothy SB, et al. Fabrication of radiation bolus prosthesis for the maxillectomy patient. *J Prosthetic Dentistry* 2000; 83: 119-21.
12. Khan FM. *The physics of radiation therapy*. Baltimore (Maryland): Williams & Wilkins; 1994.
13. Selman J. *The basic physics of radiation of therapy*. 3th edition. (Illinois); 2000.
14. Perez C. *Principles and practice of radiation oncology*. 3th edition. (Philadelphia) Lippincott; 1997.
15. Fletcher. *Physics basis of radiotherapy*. 3th edition (Illinois). Lea & Febiger; 2002.
16. *Handbook radiological health* (editorial). Department of health education and welfare. 1970: 29-30, 66, 139-40.

Dirección para correspondencia:

**Karina Ramírez Márquez**

Segunda Oriente Núm. 21 Col Isidro Fabela

Tel: 5666-0775

Correo electrónico: anirakyd@yahoo.com