

Efectividad de las prótesis intrabucales protectoras emplomadas en teleterapia y braquiterapia

Effectiveness of Intraoral Protective Leaded Prostheses in Teletherapy and Brachytherapy

47

Univ Odontol. 2014 Jul-Dic; 33(71): 47-54. ISSN 0120-4319

DOSSIER CIENCIAS BÁSICAS, MEDICINA ORAL, BIOTECNOLOGÍA Y BIOINFORMÁTICA EN ODONTOLOGÍA

Raúl Armando Sánchez-Rubio Carrillo

Cirujano dentista, especialista en Prótesis, Universidad Nacional Autónoma de México. Doctor en Investigación Odontológica, Universidad de Granada, España. Profesor-investigador, Facultad de Odontología Mexicali, Universidad Autónoma de Baja California, México.

Blanca Estela Estrada Esquivel

Cirujana dentista, especialista en Prótesis, magistra en Ciencias Estomatológicas, coordinadora de Investigación y Posgrado, Facultad de Estomatología, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, México.

Javier de Lima Moreno

Doctor en Odontología, Universidad de la República, Uruguay. Especialista en Cirugía Bucomaxilofacial, Asociación Odontológica Uruguaya. Magíster en Ciencias Odontológicas, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Brasil. Profesor, Facultad de Odontología, Universidad de la República, Montevideo, Uruguay.

Gustavo Montalvo Ramírez

Físico, Universidad Nacional Autónoma de México. Jefe, Área de Radio Física, Unidad de Radioterapia, Secretaría de Salud y Asistencia, Mexicali, Baja California, México.

Raúl Rosales Ibáñez

Cirujano dentista, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, México. Especialista en Ortodoncia, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, México. Doctor en Ingeniería Tisular, Universidad Nacional Autónoma de México. Profesor-investigador, área de Ciencias, Facultad de Odontología, Universidad Autónoma de San Luis Potosí.

Ricardo Manuel Sánchez-Rubio Carrillo

Cirujano dentista, especialista en Odontopediatría, Universidad Nacional Autónoma de México. Doctor en Investigación Odontológica, Universidad de Granada, España. Profesor-investigador, Facultad de Odontología Mexicali, Universidad Autónoma de Baja California, México.

Proyecto de investigación de la Red Métodos Alternativos para la Preservación de la Salud Bucal, financiado por Convocatoria 2011 de Redes Temáticas de Colaboración Académica, Subsecretaría de Educación Pública, Programa de Mejoramiento del Profesorado (Promep).

RESUMEN

Antecedentes: se presentan las primeras fases de pruebas *in vitro* que refutan la hipótesis de que el material de 2-3 mm de plomo utilizado como protector en prótesis radiferas, durante radioterapia en pacientes oncológicos de cabeza y cuello, ayuda a reducir el depósito de dosis en los órganos sanos o de riesgo. **Propósito:** comprobar la efectividad del plomo para reducir la radiación terapéutica. **Métodos:** se realizaron pruebas *in vitro* con dos placas de plomo de 1 mm x 5 cm x 5 cm sobre una película radiocrómica Gafchromic RQTA2 "10 x 10". Se aplicó, con acelerador lineal, una energía de 6 MeV en dosis promedio de 192 cGy de una fracción de dosis aplicables en teleterapia. También se efectuaron pruebas de contacto de 0,168 MeV de iridio 192 (braquiterapia) para una dosis de 300 cGy, la cual se aplica fraccionada bajo una cubierta de agua sólida (polímero de 2 cm de espesor con la misma densidad del agua). Se realizaron pruebas similares sin la protección de plomo en ambos casos (campo abierto) como control. **Resultados:** con la lectura de densidades de la película se encontró que en el tratamiento con iridio 192 y 2 mm de plomo hubo una diferencia de aumento de radiación del 7,25 % con respecto al campo abierto (sin plomo). En el tratamiento con acelerador lineal a 6 MeV con 2 mm de plomo se observó un aumento de 16,25 % con respecto al campo abierto.

PALABRAS CLAVE

Cirugía oncológica; protector bucal; prótesis bucomaxilofacial; radioterapia

ÁREAS TEMÁTICAS

Radiología oral y maxilofacial; oncología

ABSTRACT

Background: We present early-stage *in vitro* evidence supporting the hypothesis that 2-3 mm lead plaques used as shielding in prosthesis for the radiotherapy in head-and-neck cancer patients help reduce deposit dose in healthy or at risk organs. **Purpose:** To test the effect of lead in reducing therapeutic radiation. **Methods:** *In vitro* tests were performed with two 1 mm x 5 cm x 5 cm lead plates on a Gafchromic RQTA2 "10 x 10" chromic film. 6 MeV energy doses of 192 cGy applied with a linear accelerator as a fraction of applicable doses of teletherapy to test contact. Likewise, 168 MeV Iridium 192 (brachytherapy) were used for a 300 cGy dose under a cover of solid water (2 cm thick polymer with the same density as water). Similar tests were performed without the lead protection in both cases (open field) as a control. **Results:** The density readings of the films showed, for the treatment with 2 mm lead Iridium 192, an increased difference of radiation of 7.25% compared to the open field. The treatment with linear accelerator with 6 MeV energy and 2 mm lead increased 16.25% compared to the open field.

KEYWORDS

Mouth guard; oncological surgery; oral maxillofacial prosthesis; radiotherapy

THEMATIC FIELDS

Oral and maxillofacial radiology; oncology

CÓMO CITAR ESTE ARTÍCULO

Sánchez-Rubio RA, Estrada BE, De Lima J, Montalvo G, Rosales R, Sánchez-Rubio RM. Efectividad de las prótesis intrabucales protectoras emplomadas en teleterapia y braquiterapia. Univ Odontol. 2014 Jul-Dic; 33(71): 47-54. <http://dx.doi.org/10.11144/Javeriana.uo33-71.epip>

doi:10.11144/Javeriana.uo33-71.epip

Recibido para publicación: 29/05/2014

Aceptado para publicación: 21/12/2014

Disponible en: <http://www.javeriana.edu.co/universitasodontologica>

INTRODUCCIÓN

El incremento de cáncer en la población mundial es preocupante. La Organización Mundial de la Salud (OMS) calculaba en el 2005 una mortalidad anual de 7,6 millones de personas a causa del cáncer, tasa que se estima aumente a 9 millones en el 2015. De los 7,6 millones reportados, 5,5 millones provienen de países en desarrollo. Proyecciones anteriores de la OMS calculaban que para el 2005 el cáncer en México ocuparía el cuarto lugar como principal causa de muerte con un 12,5 %. Para el 2015, el cáncer ocupará el tercer lugar con un 13,8 %, detrás de las enfermedades crónico-degenerativas y cardiovasculares. De ese 12,5 %, los cánceres de próstata y cervicouterino ocuparían el primer lugar y el cáncer de cavidad oral y orofaringe estarían en el décimo lugar. Sin embargo, las predicciones fueron superadas y estos dos últimos tipos de cáncer estuvieron en sexto puesto. En la última década, la prevalencia de cáncer oral se ha incrementado significativamente, y a esto se le suma que del 80 % de los pacientes que reciben quimioterapia, todos han sido tratados con radiaciones en el área cervicofacial. Asimismo, el 80 % de los pacientes pediátricos sobrevivientes de procesos neoplásicos malignos que recibieron quimioterapia desarrollarán algún tipo de complicación bucal. Esto indica que la cavidad oral es un receptor importante de efectos adversos clínicos como consecuencia de los tratamientos oncológicos (1).

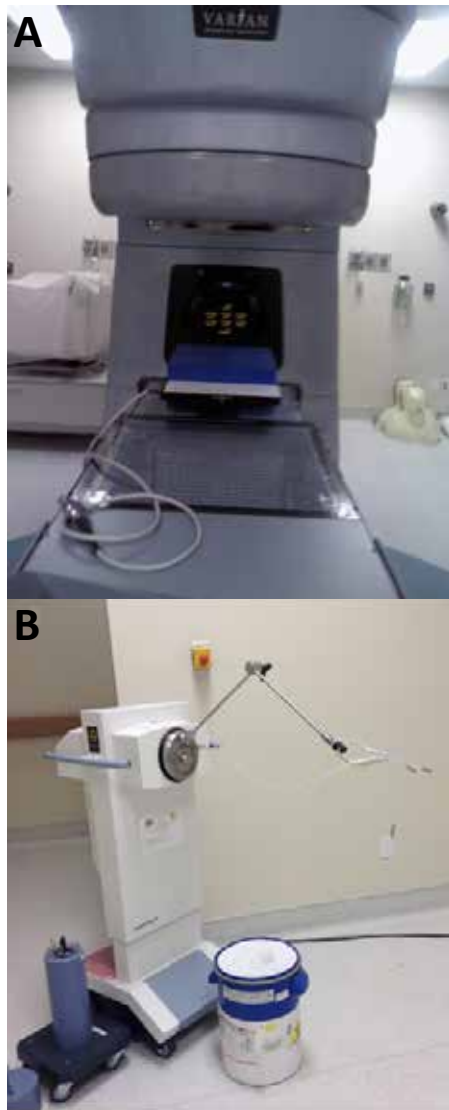
Aproximadamente el 50 % de todos los cánceres de cabeza y cuello es tratado solo con radioterapia o con una combinación de quimioterapia y cirugía. La radioterapia es un método que utiliza radiaciones ionizantes que crean efectos químicos como la hidrólisis del agua intracelular y la rotura de las cadenas de ADN. La respuesta de los tejidos a la irradiación depende de diversos factores como la sensibilidad del tumor a las radiaciones, su localización, la oxigenación y el tiempo total de su administración. La radioterapia convencional tiene una alta eficacia en pequeños carcinomas de la cavidad oral, con la ventaja de preservar los tejidos normales y la funcionalidad. No obstante, su mayor inconveniente es el hecho de que su acción afecta tanto las células enfermas como las sanas. Por ello, durante el tratamiento pueden ocurrir reacciones por toxicidad tisular directa y consecuentemente se producen alteraciones en los tejidos. Existe una relación proporcional directa del grado de las lesiones en los tejidos con la dosis total, el campo de irradiación, el tipo de fuente empleada, el fraccionamiento de la

dosis total, la radiosensibilidad celular, la localización y la oxigenación tumoral (2).

En general, el oncólogo o el radioterapeuta inician el tratamiento sin pérdida de tiempo, a fin de tratar cuanto antes la neoplasia. Aun así, se debe reconocer que los pacientes con cáncer necesitan un tratamiento multidisciplinario y un cuidado coordinado. Por ello se resalta la conveniencia de que el estomatólogo también sea un miembro integral del equipo de tratamiento oncológico. Este hecho facilitará la comunicación entre el oncólogo, el radioterapeuta y el estomatólogo, debido a que los efectos adversos de los tratamientos oncológicos en la cavidad bucal son, como se ha mencionado, la principal queja del paciente y, muchas veces, el motivo por el que el tratamiento se suspenda. Entre los efectos adversos más comunes se encuentran mucositis oral, infecciones cervicofaciales (causadas por agentes virales, bacterianos o fúngicos), xerostomía, úlceras, caries, gingivitis, parodontopatía y osteonecrosis. A ellos deben sumárseles factores de riesgo como el tabaquismo y el alcoholismo (3). Además, infortunadamente, los pacientes comen menos o evitan ingerir alimentos al verse afectados o deteriorados como consecuencia de la quimioterapia o la radioterapia. Ello repercute en el quebranto de su calidad de vida (4).

De acuerdo con Maceira Rozas y colaboradores, “Las modalidades de tratamiento con radioterapia por neoplasias en la región de cabeza y cuello requieren con frecuencia de accesorios individualizados que permitan homogeneizar la dosis, proteger tejidos u órganos sanos no involucrados en la planeación, compensar o distribuir la dosis o mantener los campos planeados en una misma posición y dirección durante el tiempo en que el paciente es radiado” (5). La radioterapia puede aplicarse de forma externa (teleterapia), que actualmente se efectúa con mayor frecuencia a través de un acelerador lineal que produce energía fotónica en niveles de 4 a 25 megaelectronvoltios (MeV o MV, para diferenciar los provenientes del acelerador lineal a otras fuentes no médicas) (figura 1). Lo mismo ocurre con la modalidad intraoral en la técnica de braquiterapia de alto rango dinámico (HDR) o de alta tasa de dosis, que consiste en radioisótopos cargados en contenedores con fuentes radiactivas de iridio 192, cesio 137, cobalto 60, etc. Su energía va desde 150 hasta 300 KeV (ortovoltajes) y se implantan directamente en el tumor o se colocan por contacto a un lado de la neoplasia en prótesis radiferas que les sirven de sostén e inmovilización (6).

FIGURA 1
FUENTES DE ENERGÍA: A) ACCELERADOR LINEAL VARIANT.
B) CARGADOR DE ISÓTOPOS GAMMA MED PLUS IX PARA
BRAQUITERAPIA



Aunque los aceleradores lineales, principalmente los de última generación, ofrecen protección al orientar el eje de radiación, siempre hay una dosis dispersa o penumbra del 2-7 % que causa efectos posteriores nocivos para la boca. Este es el daño principal que se debe evitar en los pacientes que cursan radioterapia (7). El radioterapeuta determina la necesidad de crear un protector con el objetivo de preservar las estructuras dentales y periodontales de la dosis dispersa o penumbra y nunca interferir con el haz principal al dirigir la zona de tratamiento. Por ende, es imprescindible incorporar protocolos sistemáticos con todas las barreras necesarias para minimizar el deterioro bucal del paciente, favorecer su alimentación y aumentar su calidad de vida durante este proceso. Por tal razón,

se ha diseñado un protector plomado para órganos dentarios y estructuras adyacentes. Estos dispositivos intraorales o prótesis radíferas cubren las estructuras dentales y tisulares sanas que pueden estar en riesgo de ser irradiadas, a manera de una guarda oclusal de polimetacrilato de metilo (PMMA) o acetato, elaborada en tres capas. Una de las capas (la del medio) consiste en dos y hasta tres placas de plomo de 1 mm de grosor que puede ser colocada en los dientes o puede actuar como paleta retractora de la lengua cuando es importante alejarla de la zona irradiada. Las formas y diseños de estas prótesis radíferas se multiplican tanto como los requerimientos del radioterapeuta y localizaciones tumorales en cabeza y cuello (6-10) (figura 2).

FIGURA 2
PROTECTOR EMPLOMADO O PRÓTESIS RADÍFERA DE ACETATO
CON 2 MM DE PLOMO PARA PROTECCIÓN DURANTE LA
RADIOTERAPIA



El propósito del estudio fue evaluar en una primera fase la efectividad de los aparatos intraorales con escudos de plomo recomendados en la literatura, con el fin de proteger los tejidos sanos adyacentes no involucrados en el tratamiento y así reducir la radiación de salida posterior al contacto con el centro del tumor radiado, según el tratamiento planeado, con haces de energía en megavoltajes y con braquiterapia HDR. La hipótesis general del estudio es que las láminas de plomo de 2-3 mm de grosor en aditamentos intraora-

les protegen efectivamente los órganos sanos durante el tratamiento de radioterapia de los pacientes con cáncer de cabeza y cuello con haces de energía en el rango de megavoltaje y en braquiterapia HDR.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se llevó a cabo un estudio observacional, comparativo, *in vitro*, en tres fases. Las dos primeras se explican en este artículo. La última se encuentra en proceso final de experimentación con un número mayor de muestras para garantizar que los hallazgos sean generalizables.

Primera fase

En la Unidad de Radioterapia de la Sección de Especialidades Médicas-Oncología Mexicali se realizó una simulación con 2 placas de plomo de 1 mm cada una, envueltas en polimetilsiloxano (silicona) con una densidad de $1,19 \text{ g/cm}^3$, $0,19 \text{ g/cm}^3$ (mayor que el agua, cuyo valor es 1 g/cm^3) y $0,13 \text{ g/cm}^3$ (mayor que el tejido muscular y sanguíneo, cuyo valor es $1,06 \text{ g/cm}^3$). Se consideró que la silicona es una sustancia que no afecta en mayor medida el resultado de la simulación. Además, es de fácil manejo y costo reducido, lo que la hace ideal para la simulación. Esta decisión se tomó siguiendo la recomendación de los físicos de la Unidad de Radioterapia de Oncología (figura 3).

FIGURA 3

ENVOLTURAS DE SILICONA PARA SIMULADOR. LA SILICONA ENVUELVE LAS PLACAS DE PLOMO QUE TIENEN UN GROSOR DE 2 MM Y SON MOLDEADAS EN MUFLAS DENTALES



Se escaneó la muestra en un tomógrafo digital de 16 cortes (General Electric®, modelo Light-Speed) y un programa computacional simuló la aplicación de radiación de un acelerador lineal Clinac iX. El tomógrafo digital crea una imagen del comportamiento del fotón a través del cuerpo de la silicona desde el punto de 0 energía al punto con el 100 % de dosis

radiativa. Posteriormente, se muestra la declinación de la energía conforme se aleja del tumor imaginario cuando no tiene barrera emplomada (figura 4). La imagen izquierda muestra la tomografía de la cubierta de silicón y las dos placas de 1 mm en la parte media y la degradación de energía conforme se aleja de la aplicación mayor de la energía (101,7 %). En el margen izquierdo superior se observa una franja de colorimetría, donde se indica el valor en energía de cada uno. La imagen derecha muestra la posición de la silicona con respecto al acelerador lineal (LINAC) comparado con un cuerpo humano.

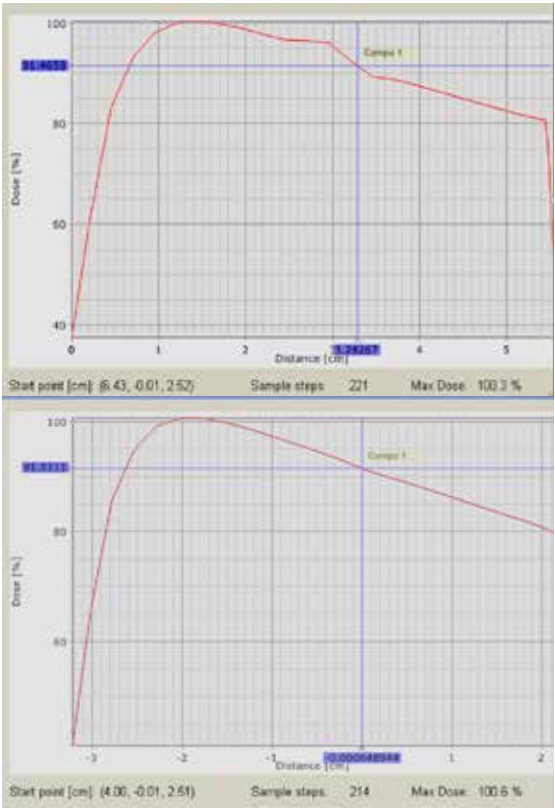
FIGURA 4
SIMULACIÓN COMPUTADORIZADA



Al observar la figura generada por el tomógrafo en la silicona, que tiene la barrera de plomo de 2 mm, el resultado de esta simulación fue una nula protección ante placas de 2 mm de grosor. También muestra una alteración en la trayectoria de disminución radial a nivel de la placa de plomo (figura 5). En la figura superior se muestra el comportamiento del fotón dentro del silicón cuando no tiene plomo. Este pierde energía conforme se aleja del centro de 100 % de aplicación y simula el punto del tumor. En la figura inferior se

muestra el comportamiento del fotón después de contactar con las placas de plomo, lo que provoca un momento de intensidad durante el contacto a 2,5 cm del tumor.

FIGURA 5
IMÁGENES GENERADAS POR EL TOMÓGRAFO GENERAL
ELECTRIC LIGHT-SPEED DE 16 CORTES



Segunda fase

Para observar con más detalle la diferencia de radiación encontrada en la simulación, se decidió hacer dos pruebas *in vitro*: una para cada fuente de energía y cada una con su prueba de control. Para la fuente radiactiva de contacto de iridio 192 de 168 KeV promedio utilizado en braquiterapia, se cortaron dos placas de plomo de 5 cm x 5 cm x 1 mm sobre una película radiocrómica Gafchromic RQTA2 “10 x 10”. Como control se irradió la misma energía de contacto sobre la película radiocrómica Gafchromic RQTA2 “10 x 10” a campo abierto (sin las dos placas de plomo). También se elaboraron dos placas de plomo de 5 cm x 5 cm x 1 mm sobre una película radiocrómica Gafchromic RQTA2 “10 x 10” para aplicar con acelerador lineal y una energía de 6 MV al mismo tamaño de campo de 5 cm x 5 cm. De la misma forma, como control se irradió con acelerador lineal y una energía de 6 MV al mismo tamaño de campo de 5 cm x 5 cm sobre la

película radiocrómica Gafchromic RQTA2 “10 x 10” a campo abierto (sin las dos placas de plomo). Todas las placas en cada prueba se cubrieron con un plástico conocido como “agua sólida” (polímero de 2 cm con la misma densidad del agua) que se utilizó como maniquí o sustituto de los tejidos (11) (figura 6).

FIGURA 6
AGUA SÓLIDA

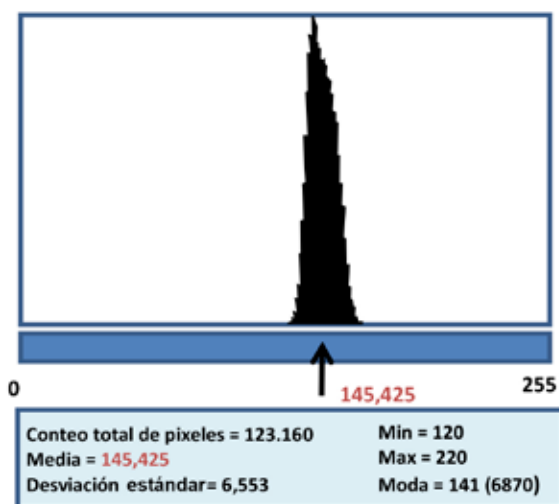


La película se oscurece proporcionalmente a la dosis depositada y se miden los pixeles de cada una (figura 7). El conteo de la cantidad de oscuridad por cada película se realizó para el análisis con el programa Mefisto® en un escáner Advantage Pro® para película radiográfica. Este programa traduce el conteo en una imagen histográfica con la cantidad total de pixeles concentrados y presenta automáticamente cálculos de media, desviación estándar y moda (figura 8).

FIGURA 7
PELÍCULA RADIOCRÓMICA GAFCHROMIC RQTA2. LA PELÍCULA SE OSCURECE PROPORCIONALMENTE A LA DOSIS DEPOSITADA, QUE PUEDE SER CONVERTIDA A PÍXELES Y ASÍ CUANTIFICAR SU DENSIDAD. EN LA IMAGEN IZQUIERDA SE OBSERVA UNA PENUMBRA EN EL MARGEN DERECHO E INFERIOR ADJUDICADO AL EFECTO COMPTON



FIGURA 8
HISTOGRAMA PARA EL IRIDIO 192 CON CAMPO CON 2 MM
DE PLOMO



RESULTADOS

En el análisis de la figura histográfica realizado con el programa Mefisto®, donde se midió la densidad en píxeles, se obtuvieron los siguientes resultados: en el tratamiento con iridio 192 con barrera de plomo de 2 mm, dosis de 300 cGy y un aplicador de contacto prescrito a 1,5 cm, se encontró un conteo de 123.160 píxeles con un mínimo de 120 y un máximo de 220, cuyo promedio fue de 145,425 píxeles. Esta fue la densidad principal (figura 8).

En el tratamiento con iridio 192 sin plomo, dosis de 300 cGy y un aplicador de contacto prescrito a 1,5 cm, se encontró un conteo de 51.676 píxeles donde el mínimo fue 115 y el máximo 169. La media fue de 135,588 píxeles, que correspondió a la densidad principal (figura 9). La diferencia de densidades en porcentaje para el iridio 192 fue 7,25 % mayor para el campo con plomo al ser comparado con el campo sin plomo.

En el tratamiento con acelerador lineal a 6 MV de energía y una distancia de 100 cm con 2 mm de plomo se encontró un conteo de 327.750 píxeles, con un mínimo de 16 y un máximo de 148. La media fue de 55,737 píxeles (figura 10). Esa fue la densidad principal en la que se presentó un aura de dispersión que se atribuye al efecto Compton. En el efecto Compton, el fotón choca con un electrón como si se tratara de una colisión entre dos esferas elásticas. El electrón

secundario adquiere solo parte de la energía del fotón y el resto se la lleva otro fotón de menor energía y desviado (12).

FIGURA 9
HISTOGRAMA CON IRIDIO 192 Y CAMPO SIN PLOMO

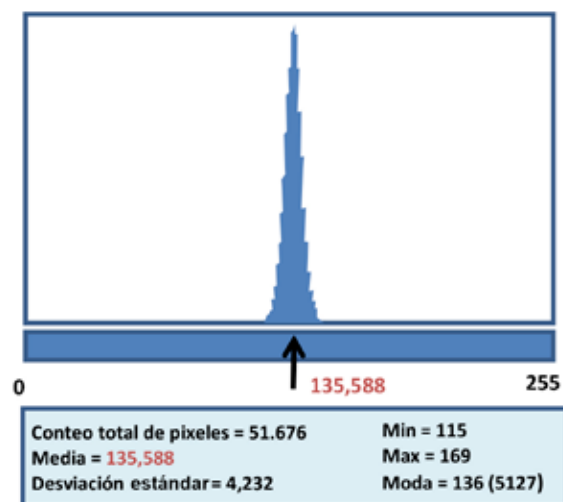
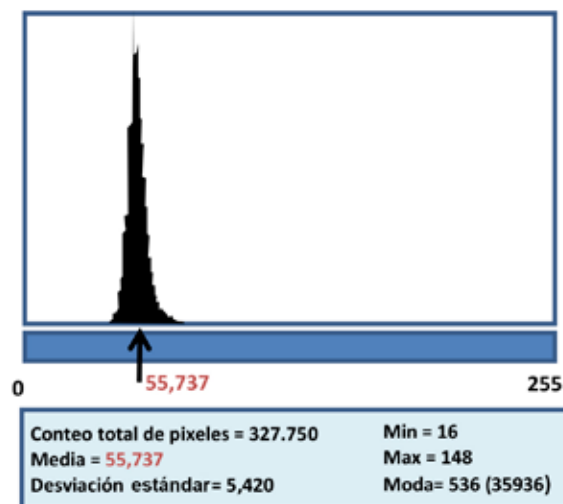
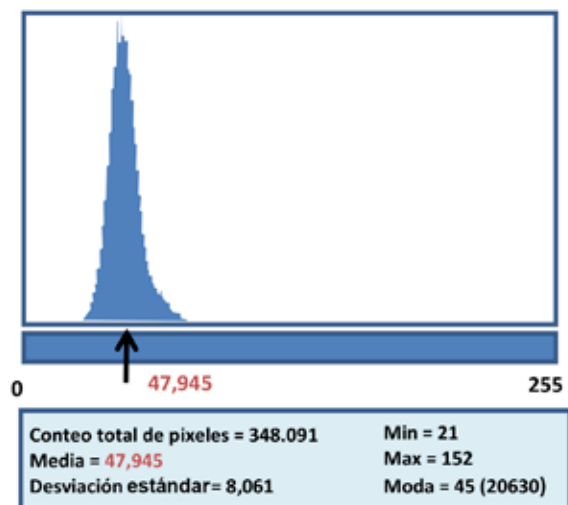


FIGURA 10
HISTOGRAMA PARA EL ACCELERADOR LINEAL 6 MV, CAMPO
CON PLOMO



En el tratamiento con acelerador lineal a 6 MV de energía a una distancia de 100 cm sin plomo se obtuvo un conteo de 348.091 píxeles, donde el mínimo fue 21 y el máximo 152. La densidad media fue de 47,945 (figura 11). El porcentaje de la diferencia entre densidades para el acelerador lineal con 6 MV mostró un aumento del 16,25 % al ser comparado con el campo sin plomo.

FIGURA 11
HISTOGRAMA PARA EL ACCELERADOR LINEAL 6 MV
CON CAMPO ABIERTO (SIN PLOMO)



DISCUSIÓN

A partir de la década de los cincuenta, varios autores que han estudiado las prótesis orales protectoras para radioterapia han recomendado la utilización de hojas de 2 o 3 mm de plomo para cubrir los tejidos sanos inmediatamente adyacentes a las zonas irradiadas. Esto, con el fin de reducir efectos secundarios como mucositis (90 % de los casos), xerostomía, caries, gingivitis y otros efectos graves como osteorradionecrosis (5-9,12). Sin embargo, no se presenta evidencia del efecto protector de dichas prótesis.

En las primeras pruebas sobre simulador, se utilizó una tabla de colores que representa la pérdida de energía conforme se aleja el simulador del punto tumoral donde se aplica el 100 % de energía. La distancia entre el punto tumoral y el plomo es de aproximadamente 2,5 cm. Según el colorímetro, la energía en ese punto oscila alrededor del 80 %, lo que indica que la energía disminuye debido solamente a la distancia (figura 4). Esto probablemente produce la ilusión de que el plomo redujo la energía de salida; sin embargo, en las pruebas con el simulador e *in vitro* se observa un aumento porcentual interesante. Este hallazgo requerirá futura comprobación con una mayor muestra. En la revisión de literatura se ha reportado una cantidad mayor de energía y se recomienda colocar láminas de plomo en aditamentos intraorales para braquiterapia con un grosor de 2 o 3 mm (7-10,13-16). Se encontraron 4 estudios (17-20) de diseño experimental que coinciden en recomendar el uso de láminas de plomo de 2, 3

y 4 mm de grosor como protección en la aplicación de energías de radiación media (6 MV). Esto es algo inusual, pues las protecciones de plomo en ese espesor solo se recomiendan cuando se emplean ortovoltajes (150-300 KeV para braquiterapias). De estos 4 artículos, solo Dirican y colaboradores (19) presentan mediciones de radiación de entrada y salida de la energía a través de tejido dentario y posterior al uso de un escudo de plomo y sin tomar en cuenta la distancia del plomo al punto del tumor; en apariencia existió reducción a la salida del plomo. Los hallazgos de estos investigadores son peculiares, porque los porcentajes de salida eran mayores que los de entrada. Por otra parte, Libby y colaboradores (20) reportan una disminución de 10 % en una simulación con un protector de silicona que envolvía hojas de plomo de 2 mm de grosor para aplicar megavoltajes. Kudoh y colaboradores también realizaron un experimento donde un caso mostró una reducción del 10 % en el tratamiento de braquiterapia (21).

Nuestros resultados, aunque preliminares, son muy diferentes primero en el simulador y luego en las impresiones de las películas radiocromáticas. Son coherentes con los fenómenos radiofísicos como el efecto Compton. Con respecto a las energías trabajadas en los artículos comentados, que presentan pruebas controladas, el efecto Compton se crea cuando hay una interacción con una densidad Z como el plomo y una energía de más de 1 MV (12), lo que crea una radiación adicional que puede ser dañina para los tejidos de riesgo.

CONCLUSIÓN

Los resultados de las dos primeras fases de este proyecto, donde no hubo reducción de la radiación de energía media, a pesar de haber utilizado un escudo de metal de densidad Z, no apoyan la hipótesis general, según la cual las láminas de plomo de 2-3 mm de grosor en aditamentos intraorales protegen efectivamente los órganos sanos durante el tratamiento de radioterapia a los pacientes con cáncer de cabeza y cuello con haces de energía en el rango de megavoltaje y en braquiterapia. No obstante, es necesario realizar pruebas con mayor control y una muestra mayor para corroborar si el plomo en esas combinaciones de densidad y energía es o no efectivo para proteger los tejidos del riesgo, como usualmente se asegura.

REFERENCIAS

1. Reyes-Vivanco CA. Perspectiva y expectativas de la odontología frente al cáncer oral. *Cir Ciruj*. 2009 Ene-Feb; 77(1): 1-2.
2. Caribé-Gomes F, Chimenos-Küstner E, López-López J, Finestres-Zubeldia F, Guix-Melcior B. Manejo odontológico de las complicaciones de la radioterapia y quimioterapia en el cáncer oral. *Med Oral*. 2003; 8: 178-87.
3. Reyes CA, Gallegos F, García MA, Bustos M, Nambo MJ, Silva A. Prevención, tratamiento y rehabilitación oral en el paciente oncológico: importancia del manejo integral y multidisciplinario. *Rev ADM*. 2010 Sep-Oct; 67(5): 210-16.
4. Tirado-Gómez L, Granados M. Epidemiología y etiología del cáncer de la cabeza y el cuello. *Cancerología*. 2007; 2: 9-17.
5. Maceira Rozas MC, García Caeiro AL, Rey Liste MT, Castro Bernárdez M. Radioterapia de intensidad modulada. (Serie Avaluación de Tecnoloxías, Investigación avaliativa, IA2005/01). Santiago de Compostela, España: Servicio Galego de Saúde, Axencia de Avaluación de Tecnoloxías Sanitarias de Galicia, avalia-t; 2005.
6. Díaz-Aguirre CM, Echevarría-Pérez E, Fuentes-Mariles SG. Accesorios individualizados para radioterapia. *Rev Med Hosp Gen Méx*. 2012; 75(2): 123-7.
7. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Radiation Therapy Committee. Neutron measurements around high energy X-ray radiotherapy machines: a report of Task Group 27 Radiation Therapy committee, American Association of Physicists in Medicine. New York: AAPM; 1987. Pp. 19-26.
8. Rahn AO, Boucher E. Prótesis maxilofacial. Principios y conceptos. 1ª ed. Barcelona: Toray; 1973.
9. Jankielewicz, I. Prótesis buco-maxilo-facial. 1ª ed. Barcelona: Quintessence; 2003.
10. Goiato MC, Miyashita M, dos Santos DM, Barão VAM. Prótesis radifera: alternativa en el tratamiento de neoplasias de cabeza y cuello. *Rev Cub Estomatol*. 2006 Abr-Jun; 43(2).
11. Organismo Internacional de Energía Atómica. Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos: un código de práctica internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua. (Colección de Informes técnicos No. 398). Viena, Austria: OIEA; 2005.
12. Rickards J, Cameras R. Las radiaciones II: el manejo de las radiaciones nucleares. México: Fondo de Cultura Económica; 1995.
13. Harrison LB, Fass DE. Radiation therapy for oral cavity cancer. *Dent Clin North Am*. 1990 Apr; 2: 205-22.
14. Rovirosa-Casino A, Planas-Toledano I, Ferre-Jorge J, Oliva-Díez JM, Conill-Llobet C, Arenas-Prat M. Brachytherapy in lip cancer. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006 May; 11(3): E223-9.
15. Beauvois S, Hoffstetter S, Peiffert D, Luporsi E, Carolus JM, Dartois D, Pernot M. Brachytherapy for lower lip epidermoid cancer: tumoral and treatment factors influencing recurrences and complications. *Radiother Oncol*. 1994 Dec; 33(3): 195-203.
16. Levendag PC, Visch LL, Driver N. A simple device to protect against osteoradionecrosis induced by interstitial irradiation. *J Prosthet Dent*. 1990 Jun; 63(6): 665-70.
17. Kudoh T, Ikushima H, Honda E. Shielding effect of a customized intraoral mold including lead material in high-dose-rate 192-Ir brachytherapy for oral cavity cancer. *J Radiat Res*. 2012; 53(1): 130-7.
18. Reitemeier B, Reitemeier G, Schmidt A, Schaal W, Blochberger P, Lehmann D, Herrmann T. Evaluation of a device for attenuation of electron release from dental restorations in a therapeutic radiation field. *J Prosthet Dent*. 2002 Mar; 87(3): 323-7.
19. Dirican B, Ozen J, Beyzadeoglu M, Oysul K, Surenkok S, Sipahi C. In vitro evaluation of head and neck radiation shield used to reduce exit dose. *Int J Prosthodont*. 2006 Sep-Oct; 19(5): 462-6.
20. Libby B, Sheng K, McLawhorn R, McIntosh A, Van Ausdal RC, Martof A, Read P. Use of megavoltage computed tomography with image registration for high-dose rate treatment planning of an oral tongue cancer using a custom oral mold applicator with embedded lead shielding. *Brachytherapy*. 2011 Jul-Aug; 10(4): 340-4.
21. Kudoh T, Ikushima H, Kudoh K, Tokuyama R, Osaki K, Furutani S, Kawanaka T, Kubo A, Nishitani H, Honda E. High-dose-rate brachytherapy for patients with maxillary gingival carcinoma using a novel customized intraoral mold technique. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010 Feb; 109(2): e102-8.

CORRESPONDENCIA

Raúl Armando Sánchez-Rubio Carrillo
raulsr2055@hotmail.com

Blanca Estela Estrada Esquivel
esstradabuap@gmail.com

Javier de Lima Moreno
jjdelima76@gmail.com

Gustavo Montalvo Ramírez
monragus@gmail.com

Raúl Rosales Ibáñez
raul.rosales@fest.uaslp.mx

Ricardo Manuel Sánchez-Rubio Carrillo
sanchezrubior@yahoo.com