

ESPESOR DE LA FILTRACIÓN ADICIONAL DE ALUMINIO EN RADIOLOGÍA ODONTOLÓGICA: 1,5 Ó 2,0 MM DE AL???

WATANABE, PLAUTO CHRISTOPHER ARANHA*, LUIZ CARLOS PARDINI**, JOSE ROBERTO TAMBURUS***

RESUMEN. WATANABE PLAUTO CHRISTOPHER A., LUIZ C. PARDINI Y JOSÉ R. TAMBURUS. "Espesor de la filtración adicional de Aluminio en radiología odontológica: 1,5 ó 2,0 mm de Al???", Rev. Fac. Odont., Univ. Ant. 8(1): 28-34, 1996.

Este estudio comparó la dosis de radiación, la calidad radiográfica, la densidad y el contraste de las películas radiográficas del grupo D(ULTRASPEED-Eastman Kodak Co.), que fueron radiografiadas con filtración adicional de 1,5 mm y 2,0 mm de aluminio, con y sin barrera simuladora de la tela blanda. Se formaron 4 grupos, cada uno con 5 películas en los cuales los factores geométricos y de exposición siguieron a un determinado patrón. El tiempo de exposición utilizado fue de 1 segundo, conforme recomendó el fabricante del película, para una distancia de 40 cm. Después del procesamiento manual de las películas, se realizaron lecturas fotodensitométricas y se tabularon los datos. Se verificó la transformación hiperbólica de los datos originales y el estudio de los valores de "a" (densidad) y "b" (contraste) alcanzados por la regresión lineal de los datos transformados.

Nuestros resultados demostraron una reducción del 24% de la dosis de radiación cuando se utilizaba la filtración adicional de 2,0 mm más la simulación de la tela blanda (barrera de agua), en relación con la filtración de 1,5 mm. Los test estadísticos, presentaron diferencias significantes con $p < 0,05$ para densidad radiográfica e igualdad de las muestras para los valores de contraste radiográfico. Concluimos entonces que, se recomienda la filtración con 2,0 mm de aluminio para potenciales de 65kVp en estas condiciones experimentales, puesto que no ocurre pérdida de contraste radiográfico, sino una disminución de la dosis de exposición alrededor del 24%. La filtración adicional de la mayoría de los aparatos de Rayos X odontológicos que operan en ese potencial en Brasil, debe ser alterada para 2,00 mm, considerando el principio ALARA.

Palabras claves: Rayos X dental, filtración y aluminio

ABSTRACT. WATANABE, PAULTO CHRISTOPHER A., LUIZ C. PARDINI AND JOSÉ R. TAMBURUS. "Thickness of aluminum additional filtration in Odontologic Radiology: 1.5 or 2.0 mm of Al?" Rev. Fac. Odont. Univ. Ant. 8(1): 28-34, 1996

The purpose of this study was to compare radiation dose, radiographic quality, density and contrast of radiographic films group D(Ultraspeed-Eastman Kodak Co.), radiographed with additional filtration of Aluminum 1.5 and 2.0 mm., with and without simulating barrier of soft material. Four groups were analyzed, each one with five films in a predetermined path and geometric factor. Exposure time was 1 second and the distance from the film was 40 cm. After manual film processing, fotodensitometric lectures were realized and data was presented. Hiperbolic transformation of original data was verified and the values of "a" (density) and "b" (contrast), were reached by the liner regression of transformed data.

Our results demonstrated a reduction of 24% radiation dose when an additional filtration of 2.0 mm. were used over 1.5 mm. filtration. Statistical test presented significant differences ($P < 0.05$) for radiographic density and no differences for radiographic contrast.

We concluded that a 2.0 mm Aluminum filtration is recommended for an X Rays machine operating with 65Kvp. Additional filtration for most of the X Rays machines operating in Brasil, must be changed to 2.0 mm considering ALARA principle.

Key words: Dental X-Ray, Filtration, Aluminum

INTRODUCCION

La modernización de los aparatos de Rayos X odontológicos y de los medios de radioprotección utilizados para la reducción de la radiación de exposición a los pacientes, incluye entre otros: apropiada colimación y filtración, uso de cilindro localizador rectangular abierto revestido de plomo, y uso de películas más sensibles.

En este ámbito, la filtración adicional es sin duda uno de los más importantes medios para evitar que los pacientes reciban radiación sin ninguna finalidad diagnóstica, filtrando los fotones con baja energía o gran longitud de onda.

El área y el espesor del filtro pueden afectar la cantidad de radiación dispersa que llega a las glándulas de los pacientes. Cuanto menor el área del

* Profesor Asistente del Departamento de Estomatología
Laboratorio de Análisis y Control de la Imagen Radiográfica-L.A.C.I.R.O.
Facultad de Odontología de Ribeirao Preto de la Universidad de Sao Paulo

** Profesor Libre-docente del departamento de Estomatología-Laboratorio de Análisis y Control
de la Imagen Radiográfica Odontológica-L.C.A.C.I.R.O.
Facultad de Odontología de Ribeirao Preto de la Universidad de Sao Paulo

*** Profesor Libre-docente del Departamento de Estomatología -Laboratorio de Análisis y Control
de la Imagen Radiográfica Odontológica -L.C.A.C.R.O.
Facultad de Odontología de Ribeirao Preto de la Universidad de Sao Paulo

filtro que el haz principal de Rayos X cruzan, menos radiación dispersa llegará a las gónadas del paciente. Los filtros de aluminio son los más utilizados por su eficiencia de filtración de fotones de baja energía y también por su bajo costo.

Trout (25) et al, en 1949, demostraron por medio de numerosas investigaciones que la filtración adicional con aluminio no producía significantes cambios en la calidad de la imagen radiográfica, cuando se utilizaban voltajes superiores a 40kVp.

Según Wuerhmann & Manson-Hine (27), los haces de rayos X que se usan en la odontología deben ser filtrados por 1,5 a 2,5 mm de aluminio (equivalente) en filtración total. Un modo más preciso para medir la calidad de un haz de rayos X es la determinación de la camada semirreductora o hemirreductora (HVL). Los haces de rayos X dentarios deben tener una camada semirreductora de un mínimo de 1,5 mm de aluminio.

Los autores Stafne & Gibilisco (24), así como el "Radiation Protection Committee of The American Academy of Dental Radiology" recomiendan que la filtración total debe ser en el mínimo de 2,0 mm de Al o su equivalente para potenciales menores que 70kVp, y en el mínimo de 2,5 mm de Al o su equivalente para potenciales de 70kVp o más.

Según el "Reports of Councils and Bureaus" (21) el capítulo II de la "Higiene y práctica de la radiación en Odontología" de febrero de 1968 del "Council on Dental Materials and Devices" y el "Council on Dental Research", que tratan de las regulaciones de los aparatos de Rayos X de los estados Americanos; la uniformidad de los equipos que operan encima de 65kVp, la filtración total permanente del haz útil debería ser equivalente a un mínimo de 2,5 mm de Al o (2,0 mm).

El "Handbook 76 of the National Bureau of Standards" 22, recomiendan que equipos que operan hasta 70kVp deben utilizar la filtración total permanente del haz útil equivalente a un mínimo de 1,5 mm de Al y encima de 70kVp en un mínimo de 2,5 mm de Al. El filtro debería ser localizado lo más cerca posible del punto focal de la ampolla. Esa también es la opinión de MOTA, et al (18) que aún recomienda la utilización de 2,5 mm de aluminio para potenciales superiores a 70kVp.

Manson-Hine (16), afirma que el haz de rayos X debe ser filtrado con 1,5 mm de aluminio equivalente cuando el aparato opera con 70kVp ó menos que eso.

Barr & Steohens (3), afirma que sus estudios pilotos y evidencias de otros autores sugieren que una calidad apropiada del haz de rayos X será conseguida por generadores que operen entre 65 y 80 kVp, con filtración total deseada, HVL alrededor de 2,5 mm de Al.

La resolución S.S.-625 del 14 de diciembre de 1994, aprobó una norma técnica que dispone sobre el uso, posesión y almacenamiento de fuentes de radiación ionizante, en el ámbito del estado de Sao Paulo (23), exige que la cantidad de filtración varíe conforme el potencial usado. Abajo de 50kVp, el total de filtración debe ser de 0,5 mm de Al, de 50 hasta 70kVp requiere 1,5 mm de Al y encima de 70kVp se recomienda el uso de 2,5 mm de Al; es la misma opinión de Manson-Hine (16) el que recomienda la disposición No. 35 del "National Council on radiation Protection and Measurements" (19).

Khon et al (11) afirma que la utilización de filtración adicional con aluminio, en espesores superiores a 2,5 mm disminuye de modo significativo el contraste radiográfico de la imagen.

Debemos recordar así mismo que las dosis bajas de radiación, como las utilizadas en Odontología pueden ser perjudiciales a la salud humana, Gong (10) y Watanabe et al (26).

PROPOSITO

- Valorar la calidad de la imagen radiográfica (densidad y contraste radiográficos), utilizando filtración adicional de aluminio con 1,5 y 2,0 mm de espesor y barrera simuladora de tela blanda (agua).
- Valorar la calidad de la imagen radiográfica (densidad y contraste radiográficos) utilizando filtración adicional de aluminio con 1,5 y 2,0 mm de espesor sin barrera simuladora de tela blanda (agua).
- Comparar la dosis de radiación recibida por las películas radiográficas expuestas con la utilización de filtros de aluminio de 1,5 a 2,0 mm de aluminio, con barrera simuladora de tela blanda (agua).
- Comparar la dosis de radiación recibida por las películas radiográficas expuestas, con la utilización de filtros de aluminio de 1,5 y 2,0 mm de aluminio sin barrera simuladora de tela blanda.

MATERIALES Y METODOS

La fuente de radiación utilizada fue un aparato de Rayos X, marca WEBER, tipo 11R, calibrado nominalmente con 65kVp, 10 mA, tiempo de exposición de 1,00 segundos (recomendado para radiografiar la región de los dientes molares o mandibulares, conforme instrucciones del Catálogo y Guía de referencias de productos Dental Kodak, para películas radiográficas del grupo D), y distancias con foco-film de 40 cm. Como objeto radiográfico, se utilizó un penetrómetro de aluminio

escalonado, con escalones de 2,0 mm y espesor variable de 0 (Zero) a 16 mm. El conjunto película-penetrómetro, en todas las exposiciones, era colocado en una misma posición bajo un recipiente de plástico abastecido de una camada uniforme de agua destilada, posicionada entre el foco de radiación y el conjunto película-penetrómetro, para simular la atenuación de los Rayos X por las telas blandas. Ese dispositivo posicionador tenía la función principal de uniformizar la relación del haz de radiación con el conjunto película-objeto.

Los únicos factores variantes fueron la filtración total del haz principal de radiación y la simulación de la tela blanda hecha por una barrera de agua. Se utilizaron filtros adicionales de aluminio puro de 2,0 mm y 1,5 mm de espesor.

Se utilizó el aparato "Non-invasive Evaluator radiation Outputs/N.E.R.O." para advertir los factores de exposición, con cada exposición se realizaron proporcionando los resultados medios y desviaciones patrones de los siguientes factores: kVp medio, kVp máximo, kVp efectiva, dosis de radiación y tiempo de exposición, (Tabla 1).

TABLA 1

Valores originales medios de las lecturas de los factores de exposición, obtenidos por el aparato NERO

GRUPOS EXPERIMENTALES	FACTORES MEDIOS DE EXPOSICION		
	kVp (Efectiva)	tiempo de exposición (segundos)	dosis de radiación (mR)
A-1,5mm Al + AGUA	66.2	1.048	86.8
B-2,0mm Al + AGUA	65.7	1.041	65.8
C-1,5mm Al s/AGUA	66.1	1.075	197.6
D-2,0mm Al s/AGUA	66.9	1.081	146.2

Se utilizaron 20 películas radiográficas del grupo de sensibilidad D, "Ultraspeed", de la marca Kodak, en el plazo de validación. Se dividieron las películas en cuatro grupos de diez, de la siguiente forma:

- Grupo 1** Exposición con filtro adicional de Al de espesor 1,5 mm + agua.
- Grupo 2** Exposición con filtro adicional de Al de espesor 2,0 mm + agua.
- Grupo 3** Exposición con filtro adicional de Al de espesor 1,5 mm sin agua.
- Grupo 4** Exposición con filtro adicional de Al de espesor 2,0 mm sin agua.

Se realizó el procesamiento radiográfico por el método temperatura/tiempo (20 C/5 minutos) en un ambiente exento de luminosidad de cualquier tipo. Se utilizaron químicos frescos de la Kodak según orientaciones del propio fabricante. Junto con las películas radiográficas expuestas, se revelaron 5 películas de la misma caja, que no estaban expuestas, con la finalidad de determinar la densidad de la base de esas películas.

Después de la conclusión del procesamiento radiográfico, se secaron las películas en una estufa con aire caliente circulante. Las radiografías se colocaron en monturas apropiadas, previamente identificadas para realizar las lecturas densitométricas. Se realizaron las lecturas en un fotodensitómetro (Digital Densitometer II-Model 07-424, Victoreen Inc.) con apertura de diafragma de 1,0 mm. Se anotaron esos valores en fichas apropiadas, formando así el conjunto de datos originales (muestra experimental).

El tratamiento estadístico aplicado para la combinación entre los grupos fue el mismo aplicado por Watanabe, et al (26) y Maia Campos & Tamburus (13).

RESULTADOS

Los datos originales que fueron obtenidos de las lecturas densitométricas no eran independientes, ya que cada película radiográfica contenía la imagen de todos los escalones del penetrómetro de Al al mismo tiempo. Además los datos fueron acumulativos, ya que el espesor de cada escalón aumentaba según un factor aditivo constante relacionado con el anterior. Así, con la naturaleza de esos datos, se hace evidente la necesidad de un tratamiento estadístico diferenciado, para un correcto entendimiento de los resultados obtenidos.

En primer lugar, sometemos los datos vinculados, espesor del escalón versus densidad óptica, relativos a los dos grupos experimentales, a un test de regresión lineal para múltiples curvas matemáticas y determinar cuál de ellas expresaría mejor la variación de esas dos variables que se interrelacionan. El análisis de los coeficientes de correlación R^2 , de las curvas obtenidas de esos pares de datos, indicó la curva hipérbola de 20 como una curva que poseía el mayor valor de "r".

($r=0.9897$, significativo al nivel de 1% de probabilidad), o sea, la que mejor traducía la relación espesor/densidad de los escalones, presentando así una fuerte correlación.

Así, sustituyéndose el "x" de la ecuación de la hipérbola de 20 ($y= 1/(a+bx)$), por los valores sucesivos de los valores de densidad óptica para cada escalón del penetrómetro de aluminio, se obtuvieron nuevos valores calculados para el "y" de la misma ecuación.

La tabla 2 presenta los valores medios y las desviaciones patrones de las densidades ópticas de los datos experimentales, transforma en recta la hipérbola inicial cuando realizamos la regresión de esos datos (Figura 1).

Se verifica observando la tabla 2 con los datos originales transformados, que ocurre la inversión de los valores numéricos que antes se hacían menor al paso que el espesor aumentaba, siendo que ahora crecen junto con ella. Esto tiene que ver con el hecho de que los datos originales son medidas de absorción de la luz en el fotodensiómetro, indicando que los números de densidad óptica más elevada se refiere a las áreas más oscuras en las películas radiográficas (densidad = $\log(\text{luz incidente}/\text{luz transmitida})$). Después de la transformación hiperbólica de los datos originales, los nuevos datos pasan a representar ahora valores inversamente proporcionales a la absorción de luz, o sea, los valores más elevados representan las áreas más claras de las películas radiográficas.

Al trazar las líneas de regresión individuales para cada grupo de películas y repetición, es posible comparárlas cuando son observadas en un mismo gráfico. También es posible, por medio de la ecuación de la recta " $y=a+bx$ ", comparar los valores de "a" y "b" de esa ecuación para cada repetición. Esos valores se refieren respectivamente a los valores de densidad y contraste radiográficos, o sea, el valor de "a" representa el punto donde la recta toca el eje del "y" y el valor de "b" representa el grado de inclinación de la recta. Las medidas de los valores de "a" y "b" obtenidos de las líneas de regresión lineal de los datos originales de los dos grupos de películas, cuando son sometidos a test de normalidad, no presentan distribución normal, lo mismo ocurre con los valores de "a" y "b" obtenidos de las ecuaciones de las líneas de regresión para cada repetición.

En la tabla 3 son representados los valores medios de densidad (a) y contraste (b) radiográficos y las respectivas desviaciones patrones, en comparación de intergrupos, sometidos al Test de la Mediana (no paramétrico).

FIGURA 1
Líneas de regresión de los 4 grupos experimentales, con transformación hiperbólica de los datos originales

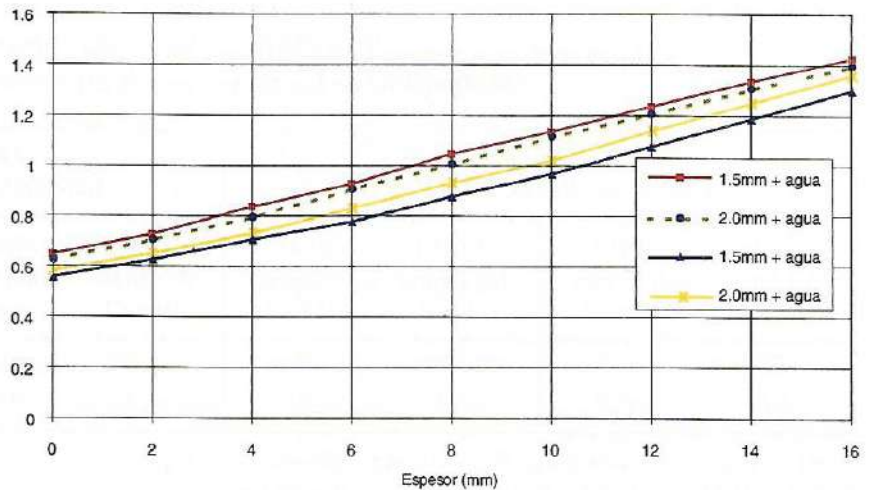


TABLA 2

Valores medios y desviaciones patrones de las densidades ópticas de los valores originales transformados de los cuatro grupos experimentales, para cada espesor del penetrómetro de aluminio.

		GRUPOS EXPERIMENTALES			
		A-1,5mm Al + AGUA	B-2,0mm Al + AGUA	C-1,5mm Al S/AGUA	D-2,0mm Al S/AGUA
espesor del penetrómetro de AL(mm)		86,8mR	65,8mR	197,6mR	146,2mR
D E N S I D A D E S	0	0.66+0.00	0.65+0.02	0.58+0.01	0.61+0.01
	2	0.74+0.01	0.73+0.01	0.65+0.01	0.68+0.00
	4	0.85+0.00	0.82+0.01	0.73+0.01	0.76+0.00
	6	0.94+0.00	0.93+0.01	0.80+0.00	0.86+0.01
	8	1.06+0.01	1.03+0.01	0.90+0.00	0.96+0.01
	10	1.15+0.01	1.14+0.01	0.99+0.01	1.05+0.05
	12	1.25+0.01	1.23+0.02	1.10+0.01	1.17+0.02
	14	1.35+0.01	1.33+0.01	1.21+0.00	1.28+0.02
	16	1.44+0.01	1.42+0.02	1.32+0.01	1.39+0.02
medidas de densidad		1.05	1.03	0.92	0.97

La tabla 4 muestra los valores medios de "a" y "b" y las respectivas desviaciones patrones obtenidas de las líneas de regresión sin la presencia de los valores de exposición directa (Zero), y la respectiva interpretación estadística no paramétrica, por el Test de la Mediana.

Tabla 4: Densidad de base media encontrada para los filmes Ultraspeed fue de 0,23.

DISCUSION

Uno de los mayores objetivos de la radiología diagnóstica es el de producir radiografías con alta calidad de imagen, y al mismo tiempo mantener lo más bajo posible en los pacientes, los niveles de exposición a la radiación. Simes acepta que la radiografía odontológica es el más importante medio auxiliar de diagnóstico del cirujano dentista para la prevención y elucidación de patologías de las estructuras del

complejo maxilomandibular, así como para planear y tratar los casos, la calidad de la imagen radiográfica no debe ser sacrificada en detrimento de la reducción de la dosis de exposición al paciente. Para esta finalidad, la "radiografía ideal", debe retratar con exactitud las estructuras radiografiadas con el tamaño más próximo posible al real, poseer densidad y contraste adecuados para tal examen, y exponer al paciente el mínimo posible a la radiación, siguiendo los principios de la ALARA, citados por Gelskey & Baker (9). Así mismo, las bajas dosis de radiación, utilizadas en los procedimientos odontológicos pueden ser perjudiciales, conforme demostraron Watanabe et al (27).

Manson-Hine (16), cuando discute la radioprotección relativa al paciente, afirma que la dosis de radiación X puede ser reducida a una pequeña cantidad, que puede llegar a ser 20 veces menor, en algunos casos donde una buena higiene de las

TABLA 3

Valores medios y desviaciones patrones de densidad ("a") y contraste ("b") radiográficos de los cuatro grupos experimentales.

VALORES DE "a" DENSIDAD RADIOGRAFICA				VALORES DE "b" CONTRASTE RADIOGRAFICO			
GRUPO A 1,5mm +agua*	GRUPO B 2,0mm +agua*	GRUPO C 1,5mm s/agua*	GRUPO D 2,0mm s/agua*	GRUPO A 1,5mm +agua**	GRUPO B 2,0mm +agua**	GRUPO C 1,5mm s/agua*	GRUPO D 2,0mm s/agua*
0.65275 ±0.01	0.63711 ±0.01	0.54880 ±0.01	0.57986 ±0.00	0.04968 ±0.00	0.04942 ±0.00	0.04640 ±0.00	0.04920 ±0.00

* Test de la Mediana indicó significancia con $p < 0,05$ entre los grupos.

** Test de la Mediana indicó muestras estadísticamente iguales.

TABLA 4

Valores medios y desviaciones patrones de la densidad ("a") y contraste ("b") radiográficos de las 5 repeticiones, para los 4 grupos experimentales, sin considerar los valores 0 (zero), o sea, valores de exposición directa sobre la película

VALORES DE "a" DENSIDAD RADIOGRAFICA				VALORES DE "b" CONTRASTE RADIOGRAFICO			
GRUPO A 1,5mm +agua*	GRUPO B 2,0 mm +agua*	GRUPO C 1,5mm s/agua*	GRUPO D 2,0mm s/agua*	GRUPO A 1,5mm +agua**	GRUPO B 2,0mm +agua**	GRUPO C 1,5mm s/agua*	GRUPO D 2,0mm s/agua*
0.64592 ±0.01	0.62807 ±0.00	0.52864 ±0.01	0.56047 ±0.00	0.05029 ±0.00	0.05021 ±0.00	0.04818 ±0.00	0.05086 ±0.00

* Test de la Mediana indicó significancia con $p < 0,05$ entre los grupos.

** Test de la Mediana indicó muestras estadísticamente iguales.

radiaciones no es practicada. Uno de los factores que puede disminuir mucho la dosis de radiación recibida por el paciente es la adecuada filtración del haz principal de Rayos X.

Nuestros resultados demostraron una reducción alrededor del 24% de la dosis de radiación, se da la utilización de la filtración adicional de 2,0 mm más la simulación de tela blanda (barrera de agua), en relación con la filtración de 1,5 mm. Lee (12) afirma que los cambios de filtración de 1,5 mm para 2,5 mm para potenciales entre 70 y 90 kVp, no alteran de modo significativo la dosis de exposición a la radiación. Además, los test estadísticos presentaron diferencias significantes con $p < 0,05$ para densidad radiográfica e igualdad de muestras para los valores de contraste radiográfico entre los grupos (1 y 2).

Los resultados para los grupos 3 y 4 (sin barrera de agua) demostraron el 26% menos de radiación cuando de la utilización de la filtración adicional de 2,0 mm en relación a la filtración adicional de 1,5 mm y no se utilizó la simulación de tela blanda (barrera de agua). La evaluación estadística demostró significancia con $p < 0,05$ tanto para densidad como para contraste radiográfico.

Los diferentes resultados, encontrados, con o sin la utilización de agua como barrera para la simulación de tela blanda, son de relevante importancia para diferentes propósitos de pesquisas, como condiciones de simulación clínica y laboratorio. La utilización de los datos de la tabla 4 podría ser justificada por la gran desviación patrón, encontrada en la muestra original para los valores de exposición directa, a pesar de que los resultados finales sean los mismos, la utilización de esos datos en el conjunto de la muestra es plenamente justificada, Oishi & Parfitt (20).

Pocos autores consultados, presentaron resultados comparativos entre dosis de exposición a la radiación y calidad de la imagen radiográfica. Como podemos verificar en nuestros resultados, ocurrió una diferencia significativa en la calidad de la imagen radiográfica, relativa a la densidad radiográfica, lo que por sí misma no significa pérdida en la calidad radiográfica, además porque el contraste radiográfico fue semejante para las dos muestras que utilizan simulación de situación clínica.

Podemos concluir, que se recomienda la filtración con 2,0 mm de aluminio para potenciales de 65kVp, en estas condiciones experimentales, pues no hay pérdida de contraste radiográfico, y si una disminución de dosis de exposición alrededor del 24% ocurrió la eliminación de más "componentes blandos" del haz de rayos X, que anteriormente eran absorbidos por el paciente y no poseía ninguna función diagnóstica, también de acuerdo con Malsky et al (14). Estos resultados están relacionados con las

recomendaciones de Stafne & Gibilisco (24), así como el "Radiation Protection Committee of the American Academy of Dental Radiology", que recomiendan la filtración total de un mínimo de 2,0 mm de Al o su equivalente para potenciales menores de 70kVp procura disminuir la dosis de exposición a la radiación.

Si la Legislación vigente en el Estado de Sao Paulo (Res. SS-625)23, se cumple rigurosamente, los pacientes, profesionales y el personal auxiliar estarán sujetos a dosis de exposición a la radiación innecesaria y sin ninguna finalidad diagnóstica.

Estamos de acuerdo con Gong (10) según el cual no existen niveles seguros de radiación.

CORRESPONDENCIA:

Prof. Plauto Christopher Aranha Watanabe
Departamento de Estomatología
L.A.C.I.R.O.- Facultad de Odontología de Ribeirao Preto-USP
Av: Café S/N, barrio Monte Alegre,
Ribeirao Preto-S.P. Brasil
14049-904, Tel: 016-633-3036, R: 316 ó 242.
FAX. 016-633-0999

BIBLIOGRAFIA

- 1 Trout, CD; Graves, DE; Slauson, DB. High kilovoltage radiography. *Radiology*, V. 52, p.669, May 1949.
- 2 Wuehrmann, A.H. / Manson-Hine, L.R. Radiología dental. 5ª ed., Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1982, 372p.
- 3 Stafne, E.C. & Gibilisco, J.A. Diagnóstico radiográfico. 4ª ed., Interamericana, Rio de Janeiro, 1982, 434p.
- 4 Reports of Councils Bureaus, JADA, v.76, Jan. 1968.
- 5 Reports of Councils Bureaus, JADA, v.89, Aug. 1974.
- 6 Mota, HC Protecao Radiologica e Controle de Qualidade em Radiologia dentaria: a utilizacao segura da radiografia na practica odontologica. IRD/CNEN, Rio de Janeiro, 1994, 58p.
- 7 Manson-Hine, L.R. protecao aos raios X em radiologia odontologica. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, v. 25, No.6; P:235-44, 1971
- 8 Barr, J.H. & Stephens R.G. Dental radiology: Pertinent basic concepts and their applications in clinical practice. W.B. Saunders Company. Philadelphia, 1980. 439p.
- 9 Secretaria de Saúde Do estado de Sao Paulo. Resolucao SS-625 de 14 de dezembro de 1994. Aprova Norma Técnica que dispoe sobre o uso, posse e armazenamento de fontes de radiacao ionizante, no ambito do estado de Sao Paulo. 36p.

- 10 National Council on Radiation protection and Measurements (NCRP): report No.107: Implementation of the principle of as low as reasonably achievable (ALARA) for Medical and dental Personnel, 1990.
- 11 Kohn, ML. Filters for radiation reduction: a comparison. *Radiology*, v.167, No.1, p.255-7, 1988.
- 12 Gong, JK. Low dose radiation. *NYSDJ*, April 1994
- 13 Watanabe PCA, Boscolo FN, Vizioli MR. Efeitos de baixas doses de radiação sobre a genese e evolucao do tecido de granulacao. *Rev. Odontol Univ Sao Paulo*, 1994 8(2): 137-43.
- 14 Maia Campos, G.; Tamburus, J.R. A method to evaluate and compare roentgenograms, *Braz. Dent. J.*, V.3, 1992.
- 15 Gelskey DE, Baker CG. The ALARA Concept. Population exposure from X-ray in dentistry-As low as reasonably achievable. *J. Can dent assoc.* 1984; 50(5): 402-3.
- 16 Lee, W. Comparative radiation doses in dental radiology. *Oral Surg.*, v.37, N.6, p.962-68, 1974.
- 17 Oishi TT, Parfitt GJ. Effects of varying peak kilovoltage and filtration on diagnostic dental radiographs. *J Can Dent Assoc* 1976; 42(9): 449-52.
- 18 Malsky, MA; Reid, CB; Maddalone, L. A filter and collimating system for protection in dental radiography. *O.S., O.M. & O.P.*, v.10, n.6, p.627-33, 1957.
- 19 Alcox, R.W.; Jameson, W.R. Patient exposures from intraoral radiographic examinations. *J. Am. Dent. Ass.* V.88, n.3, p. 568-79, mar. 1974.
- 20 Atkins, H.L; Fairchild, D.R.; Robertson, J.S.; Greeberg, D. Effect of absorption edge filters on diagnostic X-ray spectra. *Radiology*, v.115, n.2, p.43-7, 1975.
- 21 Coquitt, W.N.; Richards, A.G. An old/new idea for reducing exposure to X-ray. *Oral Surg.*, v.54, n.5, p.597-600, nov.1982.
- 22 Council on dental materials, instruments, and equipment. Recommendations in radiographic practices, 1984. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.105, n.2, p.754-5, Aug. 1984.
- 23 Dental X-ray protection. NCRP report No.35, national Council on Radiation Protection and Measurements. Washington, D.C.; P.O. Box 48967, 1970.
- 24 Federation dentaire Internationale Recommendations for dental radiographic procedures. *Aust. Dent. J.* V.24, n.3, p.182, june 1979.
- 25 Freitas, A.; Rosa, J.E.; Faria E Souza, I. Radiología Odontológica. Artes Médicas Ltda. Sao Paulo, 1984. 508p.
- 26 Manson-Hine, L.R. Fundamentals of Dental radiography. 2ª. De., Lea & Febiger, Philadelphia, 1985, 236p.
- 27 Manson-Hine, L.R.; Bloxom, R.M. A stepwedge quality assurance test for machine and processor in dental radiography. *J.Amer. dent. Ass.*, v.110, n.6, p.910-3, june 1985.