

OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS EN TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE HAZ CÓNICO EN ODONTOLOGIA

Gonçalves, M. S.^a; Vasconcelos, R.B.^a; Batista, W.O.^b;

^a Bolsistas de Iniciação Científica - Instituto Federal da Bahia, , Rua Emidio Santos, SN, Barbalho, 40301-015 - Salvador - BA, Brasil

^b Instituto Federal da Bahia, , Rua Emidio Santos, SN, Barbalho, 40301-015 - Salvador - BA, Brasil.

RESUMEN

Objetivos: Este estudio visó desarrollar un objeto simulador que permita evaluar resolución espacial en alto contraste; caracterizar dosimétricamente protocolos de imagen en Tomografía Computadorizada de Haz Cónico (TCHC) y calcular la dosis efectiva con el objetivo de proponer la optimización de esos protocolos de modo a reducir los niveles de exposición sin pérdida en la calidad de la imagen. **Metodología:** Evaluamos una plantilla de equipamiento, el tomógrafo CareStream CS 9000 3D. Inicialmente seleccionamos los protocolos pre-establecidos y en la secuencia variamos los parámetros de adquisición: corriente, tensión y tamaño de voxel. Para evaluar la calidad de la imagen escogemos el parámetro resolución espacial en alto contraste y razón señal ruido como indicadores. En cada condición se adquirió imágenes del objeto simulador. También caracterizamos cada protocolo midiendo el kerma en la superficie de entrada y el producto kerma en el aire-área, P_{KA} . Para calcular la dosis efectiva utilizamos un software comercial PCXMC y una rutina de entrada de datos elaborada en el contexto de este trabajo. **Resultados:** Las diferentes imágenes fueron evaluadas observándose los siguientes aspectos: resolución espacial de alto contraste, razón señal-ruido (RSR) y producto kerma-área (P_{KA}) de cada protocolo. La razón señal ruido en el se encuentra en el intervalo de 1,04 a 4,4; la resolución espacial entre 8 y 10 μm y la resolución espacial evaluada y los valores de P_{KA} en el intervalo de: 87 a 234 $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$. La dosis efectiva calculada está dentro del intervalo de 9,0 a 15,7 μSv . Comparando los valores de dosis para imágenes aceptables se verifica que pequeñas variaciones en la tensión representan variaciones significativas en la calidad de la imagen con pequeña influencia en el P_{KA} . Para la corriente se verifica comportamiento significativamente diferente. **Conclusion:** Se concluye que el parámetro resolución espacial es extremadamente útil para optimizar protocolos en TCHC y que los protocolos pre-establecidos necesitan de idoneidad cada realidad y biotipo del paciente.

1 INTRODUCCIÓN

Desde el advenio en la introducción de la tomografía computadorizada (TC) en la radiología su uso ha crecido rápidamente. En un reciente artículo de repaso publicado en el New England Journal of Medicine (NEJM), Brenner *et al.* (2007) [1] estimaron que nos Estados Unidos cerca de 62 millones de tomografías computadorizadas son realizadas por año, siendo 4 millones de estas en niños. La razón per cápita para los Estados Unidos es aproximadamente 0,2 TC/habitante. En 1980, el número de TC realizadas nos Estados Unidos era de 3 millones por año.

En este artículo, los autores sugieren que el creciente aumento es resultado de los recientes avances tecnológicos en TC, que hicieron los exámenes más simples y accesibles para ambos pacientes y profesionales. Otra razón para el considerable aumento es la realización de exámenes en pacientes asintomáticos. Aunque el riesgo individual sea considerado bajo, el continuo aumento de la exposición a la radiación en la población puede hacerse un problema de salud pública en el futuro. Se estima que 1,5% a 2,0% de todos los casos de cáncer nos Estados Unidos pueden ser atribuidos la realización de exámenes de TC [1].

Los avances tecnológicos e innovaciones en la medicina produjeron beneficios significativos para la sociedad evidenciados por la mayor expectativa de vida larga y saludable. La detección precoz de la enfermedad en muchos casos envuelve diagnóstico por imagen que expone pacientes a la radiación. Aunque la detección precoz y el tratamiento de la enfermedad son fundamentales para mejoría de los resultados, procedimientos radiográficos cargan con ellos un riesgo inherente que debe ser contra balanceado por los potenciales beneficios de la mejoría de la salud y longevidad [1, 2]. El principio ALARA – As Low As Reasonably Achievable (Tan bajo cuanto razonablemente posible) es un concepto para reducir la dosis de diagnóstico por imagen y asegurar una baja relación riesgo / beneficio posible.

En este contexto, se encuentra la radiología odontológica, que en las últimas décadas incorporó nuevas tecnologías, tales como sensores digitales, placas de fósforos y generadores de alta frecuencia. Sin olvidar la tomografía de haz cónico, que es una promesa revolucionaria en la odontología.

La Unión Europea, a través del proyecto SEDENTEXCT[3], desarrolló una guía aún en carácter provisional para establecer criterios de aplicación y seguridad del uso de tomografía de haz cónico. Este guía establece criterios de aceptabilidad para realización de exámenes con tomografía de haz cónico en comparación con otras técnicas disponibles en radiología. En el total, fueron evaluadas 34 posibilidades de exámenes, aplicaciones de TCFC, siendo que solamente 12 obtuvieron la recomendación de buena decisión clínica, estando incluso entre estas, a la aplicación en la realización implantes.

El principal riesgo de los efectos nocivos de las radiaciones utilizadas en la formación de las imágenes odontológicas es el desarrollo del cáncer, que es un efecto estocástico, de largo plazo. Para evaluar el riesgo, a ICRP – Comisión Internacional de Protección Radiológica, en sus recomendaciones de 1990, sugirió que la grandeza dosis efectiva (E) sea adoptada como la mejor forma de comparar dosis y riesgo de cualquier exposición a las radiaciones ionizantes [4]. La Tabla de órganos y tejidos conocido por ser más susceptible a la radiación daño fue desarrollado y los pesos fueron aplicados cada uno de los tejidos indicados representa la contribución relativa de cada tejido de riesgo global.

En 2007, la ICRP revisó la publicación de 1990 y publicó nuevas recomendaciones basadas en nuevos datos oriundo de estudios epidemiológicos [5]. En estas nuevas recomendaciones, consta un repaso de los factores de pesos para órganos y tejidos así como trae nuevos órganos y tejidos contabilizados en los órganos restantes que son vías aéreas extratorácicas, mucosa oral (que es ampliamente irradiada en cualquier examen radiológico en odontología) y nódulos linfáticos.

Para radiología odontológica, estas nuevas inclusiones son de fundamental importancia. Pero, la inclusión de glándulas salivales como un órgano individualmente discriminado es seguramente de más importante alteración para la evaluación de riesgo en radiología odontológica[6]. Como resultado de las recientes inclusiones de las glándulas salivales, mucosa oral, nódulos linfáticos y de las vías aéreas extratorácicas en la lista de tejidos relevantes y sensibles a la radiación los valores de dosis efectiva en radiología odontológica están siendo estimados en 32-422% mayor que los anteriormente calculados [7].

Así el objetivo de este estudio fue evaluar prioritariamente a través de la resolución espacial en alto contraste los protocolos pre-establecidos en fábrica y adoptados en el servicio de imagen y proponer protocolos alternativos que conduzcan a la reducción de la dosis efectiva.

2 MATERIALES Y METODOS

2.1 Equipos evaluados

Evaluamos dos equipamientos de que realizan de radiografías panorâmicas e imágenes tomográficas tridimensionales, imagen tomográfica de haz cónico. En la tabla 1, presentamos las principales características técnicas de los dos equipamientos.

Tabla 1 – Características técnicas de los equipamientos

Equipamiento	Fabricante	Modelo	kV	mA	Filtración, mm de Al	Receptor de Imagen	FOV ¹ (cm)	DFI ² (cm)
TCFC	KODAK	9000 3D	60-90	2-15	>2.5	CCD ³	5,0 x 3,7	62
TCFC	KODAK	9000 3D C	60-90	2-15	>2.5	CCD	5,0 x 3,7	62

1 -Field of View, (campo de visión); 2 -DFI – Distancia fuente-receptor de imagen. 3 - CCD – Charge-Coupled Device.

2.2 Evaluación de la conformidad de los equipamientos

Antes de las adquisiciones de las imágenes evaluamos la conformidad de los parámetros técnicos de los dos equipamientos. Los parámetros evaluados fueron: kV; tiempo de exposición; CHR – Capa Hemi Reductora y filtración total.

Para evaluar estos parámetros utilizamos un multimedidor la base de semiconductor Marca: RADCAL; Modelo: RAPIDOSE. En la Figura 1 presentamos el multimedidor y el equipamiento KODAK CareStream CS 9000.

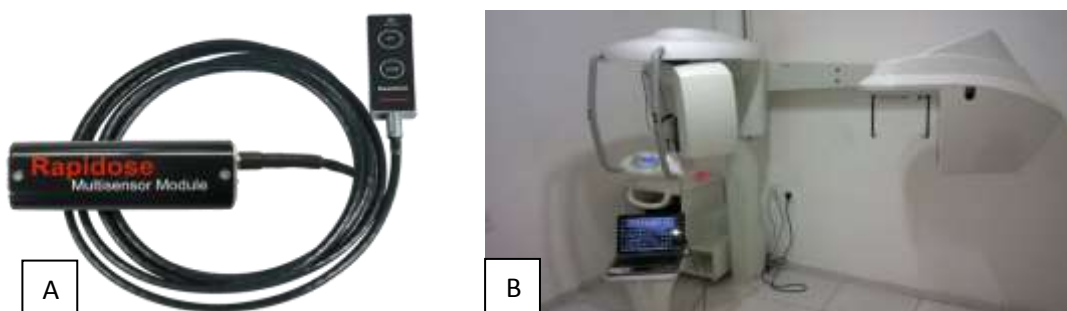


Figura 1 – A - Multimedidor RADCAL RapiDose; B – Equipamiento KODAK CareStream CS 9000 3D-C

2.3 Herramienta para evaluación de resolución espacial en alto contraste

Utilizamos un dispositivo desarrollado especialmente para esta finalidad. La herramienta consiste en un disco de PMMA – Poli-metil-metracrilato con 50 mm de diámetro introducido en una placa, también de PMMA, con 140 mm de diámetro. La Figura 2 muestra la herramienta para evaluación de resolución espacial en alto contraste. El disco de PMMA cuentan escariados de 3 mm usinados. Las combinaciones de pares de líneas en los escariados son: 2 pl/cm; 4 pl/cm; 5 pl/cm; 6 pl/cm; 8 pl/cm; 10 pl/cm; 12 pl/cm; 14 pl/cm; 16 pl/cm [8].

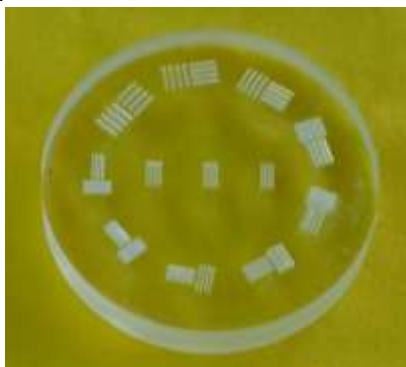


Figura 2 – Herramienta para evaluación de resolución espacial en alto contraste.

2.4 Protocolos evaluados

Evaluamos cuatro protocolos disponibles para adulto típico. En la Tabla 2 mostramos los protocolos evaluados con los parámetros: kV; mA y tamaño del voxel. Los protocolos fueron identificados como 1; 2; 3 e 4.

Tabla 2 – Protocolos evaluados. kV; mA e tamaño de voxel.

Número do protocolo	kV	mA	Tamaño de voxel (mm)
1	60 kV	8 mA	0,076
	60 kV	8 mA	0,100
	60 kV	8 mA	0,200
2	70 kV	8 mA	0,076
	70 kV	8 mA	0,100
	70 kV	8 mA	0,200
3	70 kV	10 mA	0,076
	70 kV	10 mA	0,100
	70 kV	10 mA	0,200
4	80 kV	8 mA	0,076
	80 kV	8 mA	0,100
	80 kV	8 mA	0,200

2.5 Simulación computacional

La evaluación de la dosis efectiva fue realizada con auxilio del software comercial PCXMC 2.0 - A PC-based Monte Carlo program sea calculating patient dosis in medical x-ray examinations. Construimos una configuración geométrica para utilizar el software. En el modulo de rotación realizamos 120 exposiciones, o sea, una incidencia cada 3 grados totalizando 360 grados, o sea, la rotación completa. Utilizamos los valores de PKA como dato de entrada para simular el rendimiento del equipamiento y la filtración total; la CSR y distancia para el espectro de entrada. En la figura 5 presentamos la pantalla del software y la geometría utilizada en el cálculo.

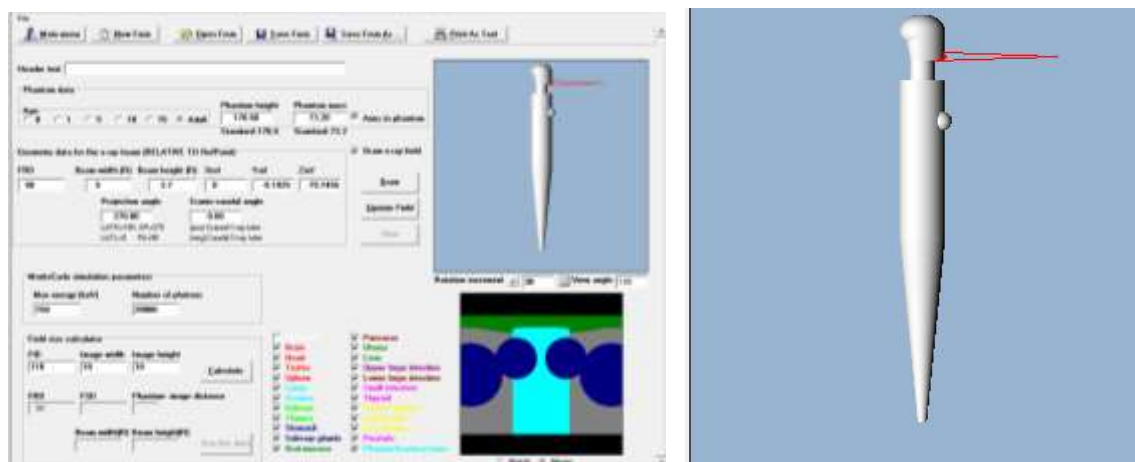


Figura 3 – Pantalla de entrada de datos del software PCXMC y geometría de irradiación.

3 RESULTADOS Y DISCUSION

3.1 Conformidad de los equipamientos

Los valores medidos de: kV; tiempo de exposición; CHR y filtración total, están listados en la Tabla 3.

Tabela 3 – Parametros técnicos evaluados para verificación de la conformidad.

Equipo	FOV (cm)	Filtración mmAl	CHR mmAl	kV _{nom}	kV _{med}	Desvio kV	t _{nom.} (s)	t _{med.} (s)	Desvio %
Kodak 9000	5,0x3,7	7,2	5,6	80	78,4	-1,6	10,68	10,65	0,28
Kodak 9000	5,0x3,7	7,1	5,5	80	78,7	-1,3	10,68	10,65	0,28

Esta evaluación comprueba que el equipamiento se encuentra en conformidad. La evaluación de la tensión fue evaluada para los siguientes valores: 68 kV; 70 kV; 74 kV e 80 kV.

3.2 Evaluación de las imágenes y evaluación dosimétrica

Las imágenes fueron evaluadas utilizando los softwares libres *ImageJ*- National Institutes of Health y *VolView* – open source image processor. La analisis visual de cada imagen buscando identificar los patrones de líneas existentes en el objeto simulador. La Tabla 4 presenta los resultados del valor del producto kerma en el aire – área y el numero de pares de líneas por centímetro visualizados, pl/cm.

Tabela 4 – Evaluación de la resolución espacial en alto contraste y evaluación dosimétrica.

Número del protocolo	kV	mA	$P_{KAmedido}$ (mGy.cm ²)	Número de pl/cm visualizados
1	60 kV	8 mA	141	4
	60 kV	8 mA		3
	60 kV	8 mA		3
2	70 kV	8 mA	174	5
	70 kV	8 mA		5
	70 kV	8 mA		5
3	70 kV	10 mA	218	6
	70 kV	10 mA		6
	70 kV	10 mA		5
4	80 kV	8 mA	234	6
	80 kV	8 mA		6
	80 kV	8 mA		5

En la Figura 3 presentamos las imágenes correspondientes a los protocolos: 70 kV/10 mA e 70 kV/ 8 mA. Y, en la Figura 4 las imágenes correspondientes a los protocolos: 70 kV/8 mA e 80 kV/ 8 mA.

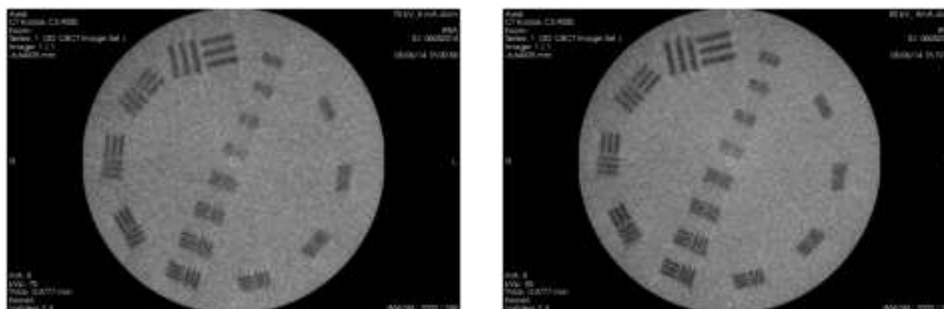


Figura 4 – Imágenes obtenidas con los protocolos 70 kV/10 mA e 70 kV/ 8 mA

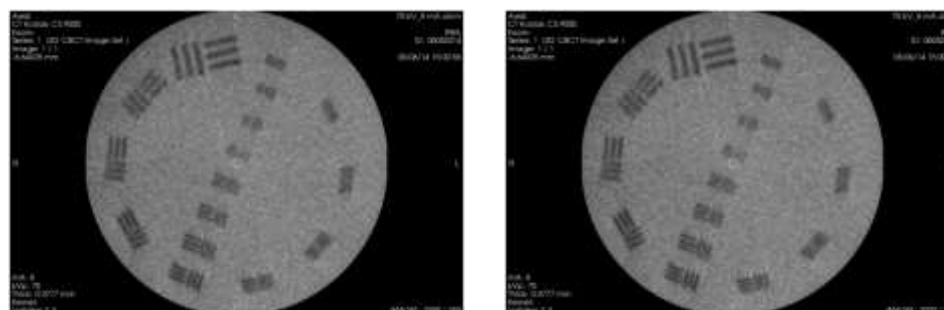


Figura 5 – Imágenes obtenidas con los protocolos 70 kV/10 mA e 70 kV/ 8 mA

La análisis de las imágenes indica que del punto de vista de la resolución espacial las imágenes adquiridas con 70 kV/10 mA e 80 kV/ 8 mA son semejantes y también relativamente muy semejante a aquellas adquiridas con 70 kV/ 8 mA.

La máxima razón-señal ruido foi evaluada em 4,5. Siendo considerada relativamente baja para tomografía de haz cónico.

3.3 Valores de dosis efectiva

En la Tabla 5 presentamos los resultados obtenidos con el uso del software PCXMC para dosis efectiva asociada a los cuatro protocolos. Todos los cálculos fueron realizados para una adquisición de imagen asociada a las unidades dentarias anteriores inferiores.

Tabela 5 – Valores de dosis efectiva (μSv) para los cuatro protocolos.

Protocol	kV	mA	Región/arcada dentaria	Dosis Efectiva (μSv)
1	60	8	Anterior/ Inferior	9.0
2	70	8	Anterior/ Inferior	9.7
3	70	10	Anterior/ Inferior	13.1
4	80	8	Anterior/ Inferior	15.7

Con estos resultados venimos que los diferentes protocolos, con diferentes parámetros, implican en valores distinguidos de dosis efectiva. Pero, como el objetivo final de un examen de imagen es la obtención de una imagen con calidad suficiente para el diagnóstico. Para el logro de este objetivo la resolución espacial en alto contraste es un fundamental parámetro en la radiología odontológica [8].

Del punto de vista de la resolución espacial en alto contraste las imágenes, protocolos, 3 y 4 son semejantes y tampoco difieren significativamente del protocolo 2. Así para la adquisición de imagen en adulto típico la mejor opción es el protocolo 3. Utilizando este protocolo el procedimiento estará siendo optimizado, pues implica en una reducción en la dosis efectiva de aproximadamente 20%.

Nuevas tecnologías en radiología necesitan de una fase de adaptación, adquisición de experiencia y dominio para alcanzar el objetivo diagnóstico y atender al compromiso con la protección radiológica de los pacientes [9].

4 CONCLUSION

Concluimos que especialmente en la incorporación de nuevas tecnologías es fundamental el conocimiento y evaluación constante de los protocolos de adquisición. También, se concluye por la importancia de la aceptación e introducción de protocolos basados en la evaluación de imágenes de simuladores y que debemos tener conciencia que los protocolos pre-establecidos en fábrica son sólo sugestivos.

5 REFERENCIAS

1. Brenner, D.J. and E.J. Hall, *Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure*. N Engl J Med, 2007. **357**: p. 2277-2284.

2. *MANUAL- Radiation Protection in Dentistry*. 1977, World Health Organization: Geneve. p. 51.
3. *Radiation protection: Cone Beam CT for dental and maxillofacial radiology SEDENTEX*. 2009, EURATOM.
4. *1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection ICRP Publication 60*. 1990. p. 1-201.
5. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. 2007. p. 1-332.
6. Ludlow, J.B., *Dose and risk in dental diagnostic imaging: with emphasis on dosimetry of CBCT*, in *Korean Journal of Oral and Maxillofacial Radiology*. 2009. p. 175-84.
7. Okano, T. and J. Sur, *Radiation dose and protection in dentistry, in Japan*. *Dental Sci. Review*. 2010. p. 112-121.
8. Batista, W.O., M.V.T. Navarro, and A.F. Maia, *Development and implementation of a low-cost phantom for quality control in cone beam computed tomography*, in *Radiat Prot Dosimetry*. 2013. p. 552-560.
9. Rehani, M.M., *Radiation protection in newer imaging technologies*, in *Rad Prot Dosim*. 2010. p. 357-362.