

# EVALUACIÓN DE PROTOCOLOS EN RADIOGRAFÍA PANORAMICA UTILIZANDO PRODUCTO KERMA EN EL AIRE - LARGURA Y DOSIS EFECTIVA

**Batista, W. O.<sup>a</sup>**

<sup>a</sup> Instituto Federal da Bahia, , Rua Emidio Santos, SN, Barbalho, 40301-015 - Salvador - BA, Brasil.

## RESUMEN

La radiología odontológica siempre formó parte del escenario de técnicas radiológicas de baja dosis y uso limitado. En la actualidad a radiología odontológica viene siendo ampliamente utilizado, especialmente después de la consolidación de la técnica de implante dentario. El escenario de baja dosis también se modificó principalmente após la introducción de nuevos receptores de imagen sin la debida evaluación y optimización de los protocolos de imagen. Para comparar los valores de dosis relacionados con el uso de diferentes tecnologías utilizadas en la adquisición de imágenes Panorámicas dentarias, la dosis efectiva asociada cada protocolo de imagen fue calculada utilizando factores de conversión para el producto kerma-área,  $P_{KA}$ , en dosis efectiva. Treinta equipos fueron evaluados y distribuidos en tres categorías: (1) diecinueve equipos con receptor de imagen pantalla/película; (2) seis unidades de equipos con receptor de imagen digital tipo CCD y (3) cinco equipos de tomografía computadorizada de haz conico que poseen receptor de imagen digital tipo CCD para adquisición Panorámica. Los resultados muestran valores del producto kerma en el aire – largura ( $P_{KL}$ ), del  $P_{KA}$  y de la dosis efectiva que son más elevados para los equipos que utilizan receptores de imagen digitales. Se concluye que los procedimientos de optimización y análisis crítico son fundamentales para protección radiológica de pacientes y deben ser siempre aplicados al adoptar nuevas tecnologías.

## 1 INTRODUCCIÓN

Las evaluaciones de dosis en radiología odontológica son raramente realizadas y, cuando son efectuadas, varias técnicas de medidas y diferentes grandezas dosimétricas son utilizadas, para evaluar las características de los haces de radiación emitidos por los diferentes equipos empleados en la radiología odontológica [1-3]. Sin embargo, en la mayoría de los casos, el objetivo final es cuantificar el riesgo y comparar diferentes técnicas y protocolos de imagen por medio de la granjeza dosis efectiva, lo que es una tarea muchas veces compleja.

En la actualidad, las grandezas kerma en el aire en la superficie de entrada ( $K_{ar}$ ), producto kerma en el aire-área ( $P_{KA}$ ), producto kerma en el aire-largura ( $P_{KL}$ ) y índice de kerma (en aire o en PMMA) son utilizadas para evaluar niveles de exposición en pacientes sometidos a exámenes radiológicos en odontología y comparar protocolos [1, 4, 5]. Estas grandezas son normalmente medidas utilizando cámaras de ionizações específicas [6, 7].

Los procesos de evaluación y optimización de protocolos en radiografía Panorámica pasa por la dificultad en el establecimiento de niveles de referencias. En la comunidad europea, la publicación Radiation Protection 136 [8], recomienda que la granjeza a ser utilizada para el establecimiento niveles de referencias debe ser una granjeza de fácil medida en condiciones de uso clínico.

Segundo Rehani[9], la necesidad de evaluar las nuevas tecnologías y los niveles de dosis asociados a ellas es un desafío actual de la odontología. Y, nuevos receptores de imagen, han surgido con promesas de dosis efectivas hasta cinco veces más bajas que las dosis típicas obtenidas con receptores convencionales, las películas radiográficos.

Históricamente, la evaluación de niveles de dosis en radiología odontológica siempre fue negligenciada, debido a las dosis bajas, al pequeño volumen irradiado asociado a los exámenes más simples y al número reducido de personas expuestas [8]. Pero, a partir de la publicación de la ICRP 103 [10] con la inclusión de las glándulas salivales como órgano individualmente listado, los niveles de dosis pasaron a tener valores que no deben ser desconsiderados [11]. Tres otros importantes aspectos relacionados a la dosis colectiva y la frecuencia del uso de la radiología odontológica son: el aumento de la expectativa de vida de la población mundial; fortalecimiento de la cultura de cuidar de la salud de los dientes y la mayor accesibilidad de la población a los recursos disponibles en la radiología odontológica. En este contexto, el objetivo de este estudio fue evaluar protocolos de imagen Panorámica con receptor digital y película radiográfica. Los objetivos específicos son: (1) desarrollar una metodología y técnica de medida que fácilmente suministre el producto kerma en el aire - área; (2) demostrar la aplicabilidad de las cámaras de ionización tipo lápiz en la determinación de la grandeza  $P_{KA}$  en equipos de radiografía Panorámica (3) realizar un levantamiento dosimétrico para los diversos protocolos de imagen Panorámica con objetivo de contribuir en el proceso de optimización, reducción de dosis y en la decisión clínica de la técnica a ser adoptada.

## 2 MATERIALES Y MÉTODOS

### 2.1 Equipos evaluados

Evaluamos un conjunto de treinta equipos que contemplan aquellos exclusivos de radiografías panorámicas y equipos conjugados que realizan radiografías panorámicas y tomografías de haz cónico. De este conjunto, veinticinco son equipos dedicados a la realización exclusiva de radiografías Panorámicas y cinco realizan adquisiciones volumétricas y disponen de la opción de cambio del receptor de imagen para realización de imágenes Panorámicas.

En las Tablas 1 y 2 presentamos los equipos evaluados y sus principales características.

**Tabla 1** - Equipos que poseen sólo sensor para radiografía panorámica.

Equipo	Fabricante	Modelo	kV	mA	Filtración (mm de Al)	Receptor de Imagen	H <sup>1</sup> (cm)	DFI <sup>2</sup> (cm)
Panoramico	Sirona	Orthophos 3C	60-90	10	>2,5	Filme	15	58
Panoramico	Gendex	Orthoralix 9200	60-94	10	2,8	Filme	15	50
Panoramico	Gnatus	IntraMax	60-94	10	>2,5	Filme	15	56
Panoramico	Kodak	8000 C	60-90	2-15	>2,5	CCD <sup>3</sup>	10	50
Panoramico	Villa Sistemi Medicali	Rotograph Plus	85	10	>2,5	Filme	15	50
Panoramico	Dabi Atlante	HF 100	60-85	10	>2,5	Filme	15	50
Panoramico	Vatech	PaX 400	40-90	2-10	>2,5	Multi linear CCD	11	50
Panoramico	Sirona	Orthophos XG5	60-90	3-16	>2,5	CCD	13	50

H – Altura del feixe en la posición del receptor de imagen.

<sup>2</sup> DFI – Distancia fuente-receptor de imagen.

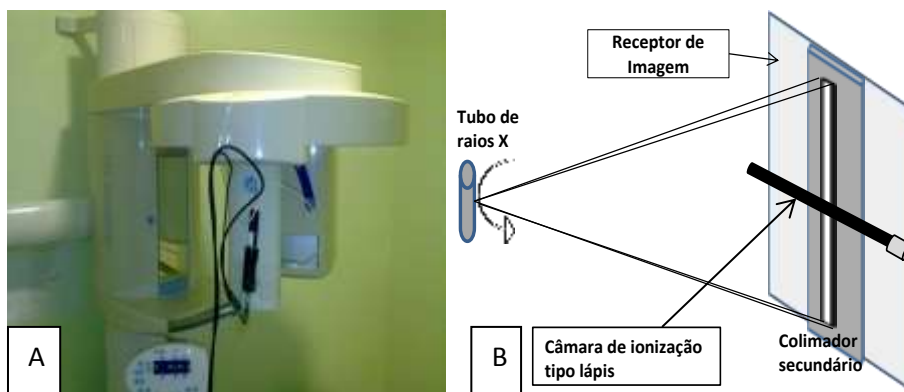
<sup>3</sup> CCD – Charge-Coupled Device.

**Tabla 2** - Equipos que poseen sensor de radiografía panorámica y sensor para adquisición 3D.

Equipamento	Fabricante	Modelo	kV	mA	Filtração (mm de Al)	Receptor de Imagem	H <sup>1</sup> (cm)	DFI <sup>3</sup> (cm)
TCFC/ Panoramico	KODAK	9000 3D	60-90	2-15	>8	CCD <sup>4</sup>	10	62
TCFC/ Panoramico	KODAK	9000 3D C	60-90	2-15	>8	CCD	10	62

## 2.2 Medidas de P<sub>KL</sub>

Para obtención del producto kerma en el aire – anchura, P<sub>KL</sub>, y posterior determinación del producto kerma en el aire – área, P<sub>KA</sub> utilizamos, como sistema de medida, una cámara de ionização tipo lápiz (marca Radcal Corporation, modelo 10X6-3CT). Cámaras de ionização tipo lápiz, cuando irradiadas en la condición de irradiación parcial de su volumen sensible, no permiten evaluar el perfil de dosis al largo de la anchura del feixe, pero el valor de la dosis es adecuadamente determinado [12,13]. Las medidas fueron realizadas posicionando la cámara lápiz en la entrada de la fenda receptora, frente del receptor de imagen, con su eje alineado perpendicularmente al eje longitudinal de la fenda. La cámara lápiz utilizada fue acoplada a un eletrômetro Radcal Corporation, plantilla Accu-Pro 9096. La Figura 1 muestra el posicionamiento de la cámara de ionização. La anchura del feixe en la entrada de la fenda receptora fue evaluada, utilizando una película para radiografía oclusal, sólo para propósitos de verificación de la colimação en todos los equipos. La cámara lápiz está calibrada según la metodología de irradiación parcial del volumen sensible, y su coeficiente de calibración es igual N<sub>K</sub>=100. Así, el kerma en el aire puede ser obtenido en consonancia con la Ecuación 1:



**Figura 1** - (A) - Cámara de ionización tipo lápiz posicionada en el frente de la fenda receptora. (B) - Esquema de posicionamiento de la cámara lápiz en el frente de la fenda receptora o colimador secundario.

$$K_{ar} = M \times k_{T,P} \times \frac{N_K}{l} \quad (1)$$

donde  $K_{ar}$  es el kerma en el aire;  $k_{T,P}$  es el factor de corrección para condiciones ambientales, (temperatura y presión);  $M$  es la lectura del instrumento;  $N_K$  es el coeficiente de calibración y  $l$

es largura irradiado. Para obtener el  $P_{KL}$ , simplemente se multiplica la Ecuación 1 por la largura irradiado, conduciendo la Ecuación 2.

$$K_{ar} \times l = M \times k_{T,P} \times N_K \quad (2)$$

Así, el  $P_{KL}$  es obtenido directamente a partir de la lectura del instrumento corregida por factores de corrección relacionados con las condiciones ambientales y coeficiente de calibración, Ecuación 3.

$$P_{KL} = M \times k_{T,P} \times N_K \quad (3)$$

El  $P_{KA}$  puede ser obtenido simplemente efectuando el producto del  $P_{KL}$  por la altura del feixe (H), Ecuación 4.

$$P_{KA} = P_{KL} \times H \quad (4)$$

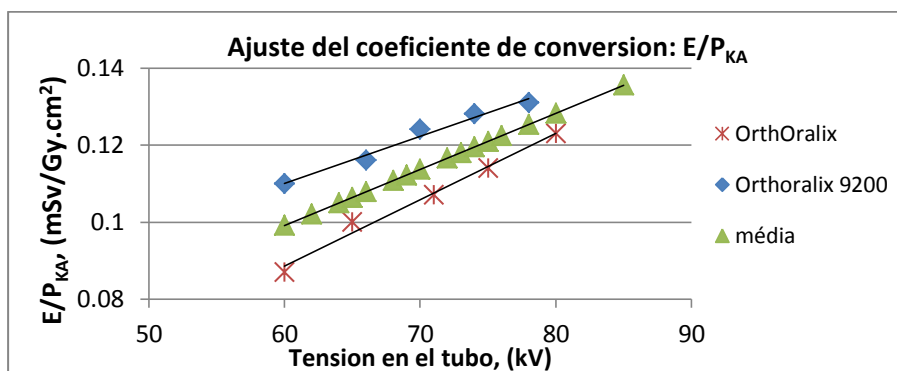
### 2.3 Evaluación de dosis efectiva en imágenes panorámicas

En este estudio estimamos los valores de la dosis efectiva de manera simple, utilizada a menudo en situaciones en las cuales la dosis absorbida en órgano o tejido no sea fácilmente medible. En este caso, la dosis efectiva es calculada a partir de medidas de índices de dosis, tales como  $P_{KL}$  y  $P_{KA}$ , utilizando coeficientes de conversión, de la grandeza medida para dosis efectiva, como presentado en las Ecuaciones 5 y 6.

$$E = E/P_{KL} \times P_{KL} \quad (5)$$

$$E = E/P_{KA} \times P_{KA} \quad (6)$$

Los coeficientes de conversión fueron inicialmente introducidos en la radiología odontológica por White en 1992 [14] y después revisado por Williams en 2000 [12]. Con la inclusión de las glándulas salives y para rango de tensión en el tubo más usual el coeficiente de conversión igual a  $E/P_{KA} = 0,08 \text{ mSv/Gy.cm}^2$  [12,20] es el más utilizado. En reciente estudio de Looe et al (21) presentaron resultados para el coeficiente de conversión dependiente de la tensión en el tubo,  $E/P_{KA} \text{ (kV)}$ , con valores comprendidos en el intervalo de 0,087 a 0,131  $\text{mSv/Gy.cm}^2$  para el rango de tensión de 60 a 80 kV (21). Los resultados obtenidos por Looe et al. (21) para los dos equipos evaluados están presentados en la Figura 2.



**Figura 2** - Dependencia del coeficiente de conversión  $E/P_{KA}$  con la tensión del tubo obtenida para los equipamientos de radiografía panorámica Philips OrthOralix; Gendex Orthoralix-9200 y media entre los dos equipamientos (21).  $(E/P_{KA})_{\text{Orthoralix9200}} = 0,0012 \times P_{KA} + 0,0364$ ;  $(E/P_{KA})_{\text{OrthOralix}} = 0,0017 \times P_{KA} + 0,0144$ ;  $(E/P_{KA})_{\text{médio}} = 0,0015 \times P_{KA} + 0,0118$ .

La dosis efectiva fue calculada utilizando el coeficiente de conversión de Helmrot  $E/P_{KA} = 0,08 \text{ mSv/Gy.cm}^2$  [15,20] y el coeficiente derivado a partir de los resultados de Looe et al [16]. Los protocolos para niño y adulto son sugeridos por los fabricantes y/o adoptados por el servicio de imagen. Los protocolos evaluados son identificados como: [1] niño; [2] niño de mediano (hasta 14 años); [3] adulto típico y [4] adulto de grande.

### 3 RESULTADOS Y DISCUSIONES

#### 3.1 Valores de $P_{KL}$ y $P_{KA}$ para equipos de radiografía panorámica

En las Tablas 3 y 4, son presentadas las condiciones de medida y los resultados para las grandezas  $P_{KL}$  y  $P_{KA}$  de los equipos que utilizan receptor de imagen digital, CCD y filme radiográfico. En la Tabla 3 están relacionados los resultados para los equipos que realizan radiografías panorámicas utilizando sensores tipo CCD. Pero, en esta Tabla constan dos tipos de equipos, aquellos que poseen la función, sensor, para realización de radiografías panorámicas y también poseen la función de obtención de imágenes tomográficas y/o cefalométricas con uso otros sensores y un equipos que solamente realiza radiografías panorámicas (PaX 400). En las Tablas 5 y 6, son presentados los valores máximos, mínimos, medio, desvío normalizado y tercero cuartil, para el producto kerma en el aire - largura ( $P_{KL}$ ) y el producto kerma en el aire – área ( $P_{KA}$ ), respectivamente.

**Tabela 3** - Valores de  $P_{KL}$  y  $P_{KA}$  para equipos panorámicos y receptor tipo CCD. Protocolos [1]; [2]; [3] y [4].

Equipo	Protocol	Parametros			$P_{KL}$ mGy.mm	$P_{KA}$ mGy.cm <sup>2</sup>
		kV	mA	t (s)		
Kodak 8000 C <sup>1</sup>	1	60	10	10,8	55,21	55,21
	2	64	10	13,9	71,3	71,3
	3	72	10	14,3	80,62	80,62
	4	76	10	15,1	93,55	93,55
Kodak 9000 3D <sup>2</sup>	1	64	10	10,8	40,93	40,93
	2	68	8	13,4	45,66	45,66
	3	70	10	14,3	63,00	63,00
	4	74	10	15,1	73,84	73,84
Kodak 9000 3D C	1	64	10	10,8	30,74	30,74
	2	68	8	13,4	35,50	35,50
	3	70	10	14,3	52,65	52,65
	4	74	10	15,1	54,54	54,54
PaX 400 <sup>3</sup>	1	64	6	13,2	73,1	80,41
	2	64	6	13,2	73,9	81,29
	3	68	8	13,2	110,2	121,22
	4	70	8	13,2	161,3	177,43
Orthophos XG5 <sup>4</sup>	1	62	8	12,0	45,1	58,63
	2	64	8	12,0	47,3	61,49
	3	69	15	13,5	107,3	139,49
	4	73	15	13,5	118,8	154,44

<sup>1</sup> Media de los valores medidos para 2 equipos Kodak 8000 C con la misma configuración. 2 media de los valores de 4 equipos. 3 – media de los valores de 2 equipos. 4 – media de los valores de 2 equipos.

**Tabela 4** - Valores de  $P_{KL}$  y  $P_{KA}$  para equipos panorámicos y receptor tipo película. Protocolos [1; [2]; [3] y [4].

Equipamento	Protocolo	Parâmetros			$P_{KL}$ mGy.mm	$P_{KA}$ mGy.cm <sup>2</sup>
		kV	mA	t(s)		
Orthoralix 9200 <sup>1</sup>	1	62	10	11	39,67	59,50
	2	66	10	11	44,93	67,40
	3	70	10	12	52,58	78,87
	4	74	10	12	61,77	92,66
Orthophos 3C <sup>2</sup>	1	66	10	11,3	48,53	72,80
	2	70	10	11,3	53,27	79,90
	3	74	10	11,3	62,08	93,12
	4	78	10	11,3	68,22	102,33
Orthophos 3C <sup>3</sup>	1	64	10	11,1	42,63	63,95
	2	68	10	11,1	48,38	72,57
	3	72	10	11,1	53,66	80,49
	4	76	10	11,1	58,32	87,48
IntraMax	1	60	8	20	69,22	103,83
	2	64	8	20	79,94	119,91
	3	68	8	20	88,43	132,65
	4	72	8	20	104,29	156,43
HF 100 <sup>4</sup>	1	60	10	9,5	41,56	62,34
	2	65	10	12	51,48	77,22
	3	80	10	12	65,67	98,51
	4	85	10	12	77,63	116,44
Rotograph Plus <sup>5</sup>	1	65	10	17	33,52	50,28
	2	70	10	17	50,14	75,21
	3	75	10	17	61,17	91,76
	4	85	10	17	79,76	119,64

<sup>1</sup> - Media de 8 equipos. <sup>2</sup> - Media de 5 equipos. <sup>3</sup> - El servicio de imagen utiliza parámetros propios, aunque el equipo posea programas pre-establecidos. <sup>4</sup> - media de los valores de 3 equipos. <sup>5</sup> - Equipo no posee programas pre-establecidos.

**Tabela 5** - Valores máximos, mínimos, media, desvío estandar y tercero cuartil para  $P_{KL}$  y  $P_{KA}$  para equipos que utilizan película como receptor de imagen. Protocolos [1; [2]; [3] y [4].

Protocolo	$P_{KL}$ (mGy.mm)				$P_{KA}$ (mGy.cm <sup>2</sup> )			
	1	2	3	4	1	2	3	4
Mínimo	33,52	44,93	52,58	58,32	50,28	67,40	78,87	87,48
Máximo	69,22	79,94	88,43	104,29	103,83	119,91	132,65	156,43
3 <sup>o</sup> cuartil	47	53	65	79	71	79	97	119
Média	46	55	64	75	69	82	96	112

**Tabela 6** – Valores máximos, mínimos, media, desvío normalizado y tercero cuartil para  $P_{KL}$  y  $P_{KA}$  para equipos con receptor de imagen digital. [Protocolos [1; [2]; [3] y [4].

Protocol	$P_{KL}$ (mGy.mm)				$P_{KA}$ (mGy.cm <sup>2</sup> )			
	1	2	3	4	1	2	3	4
Mínimo	30,74	35,50	52,65	54,54	30,74	35,50	52,65	54,54
Máximo	73,10	73,90	110,20	161,30	80,41	81,29	139,49	177,43
3 <sup>o</sup> cuartil	55	71	107	119	59	71	121	154
Média	53	55	83	100	53	59	91	111

**Tabela 7** - Valores de dosis efectiva para los equipos que utilizan CCD como receptor de imagen.

Equipo		Kodak 8000 C	Kodak 9000 3D	Kodak 9000 3D C	PaX 400	Orthophos XG5
<i>Dosis Efectiva, (<math>\mu\text{Sv}</math>). <math>E/P_{KA} = 0,08 \text{ mSv/Gy.cm}^2</math></i>						
Protocolo	1	4,42	3,27	2,46	6,43	4,69
	2	5,70	3,65	2,84	6,50	4,92
	3	6,45	5,04	4,21	9,70	11,16
	4	7,48	5,91	4,36	14,19	12,36
<i>Dose Efectiva, (<math>\mu\text{Sv}</math>). <math>E/P_{KA}(kV)=0,00145x(kV)+0,01188 - \text{Looe et al.}(2008)</math></i>						
Protocolo	1	6,08	4,28	3,23	8,42	5,97
	2	8,21	5,04	3,93	8,51	6,44
	3	10,07	7,14	5,98	13,39	15,61
	4	12,15	8,80	6,52	20,12	18,18

**Tabela 8** - Valores de dosis efectiva para los equipamientos que utilizan película radiográfico como receptor de imagen.

Equipo		Orthoralix 9200	Orthophos 3C	Orthophos 3C	IntraMax	HF100	Rotograph Plus
<i>Dosis Efectiva, (<math>\mu\text{Sv}</math>). <math>E/P_{KA} = 0,08 \text{ mSv/Gy.cm}^2</math></i>							
Protocolo	1	4,76	5,82	5,12	8,31	4,99	4,02
	2	5,39	6,39	5,81	9,59	6,18	6,02
	3	6,31	7,45	6,44	10,61	7,88	7,34
	4	7,41	8,19	7,00	12,51	9,32	9,57
<i>Dose Efectiva, (<math>\mu\text{Sv}</math>). <math>E/P_{KA}(kV) - \text{Looe et al.}(2008)</math></i>							
Protocolo	1	6,70	7,83	6,69	10,27	6,16	5,34
	2	7,92	9,06	8,02	12,55	8,20	8,53
	3	9,66	11,10	9,36	14,66	12,60	11,07
	4	11,80	12,79	10,68	18,19	15,73	16,17

$E/P_{KA}(kV)=0,00123x(kV)+0,03637$  para el equipo Orthoralix 9200. Para los otros equipos  $E/P_{KA}(kV)=0,00145x(kV)+0,01188$ , obtenido através da média entre os resultados de Looe *et al* (2008) (21).

Los valores de dosis efectiva calculados con el coeficiente de conversión dependiente de la tensión del tubo,  $E/P_{KA}(kV)$ , obtenidos a través de interpolación utilizando los datos disponibles y por similitud. Con la excepción, del equipamiento Orthoralix 9200, el coeficiente de conversión en función de la tensión en el tubo fue determinado a través de la media de los valores entre los dos equipamientos evaluados por Looe et al (2008) [16].

## 4 DISCUSIÓN

### 4.1 Valores de $P_{KL}$ y $P_{KA}$

El valor de referencia de  $P_{KL}$  para adulto típico recomendado por el NRPB es de  $P_{KL}=65 \text{ mGy.mm}$  [4]. Nuestros valores, Tablas 3 y 4, para adulto típico, se encuentran en el intervalo de 52,58 a 88,43  $\text{mGy.mm}$  para equipamientos convencionales y en el intervalo de 52,65 a 110,20  $\text{mGy.mm}$  para equipamientos con sensor digital. Es importante destacar que

los valores del tercer cuartil para el protocolo de adulto típico, Tabla 5, calculado para equipamientos que utilizan película como receptor de imagen es 65 mGy.mm y en la Tabla 6, el valor del tercer cuartil para los equipamientos con receptor digital vale 107 mGy.mm muy superior al recomendado pelo NRPB [4]). Se observó que, entre los equipamientos evaluados, sólo un servicio se adopta parámetros propios, basado en la experiencia de uso del equipamiento y en la evaluación de la calidad de la imagen. En este servicio los valores de  $P_{KL}$  son más bajos, Tabla 4, equipamiento Orthophos 3C, para adulto típico  $P_{KL}=53,66$  mGy.mm y, estando inclusive, abajo del valor límite recomendado pelo NRPB [4].

En la evaluación dosimétrica de técnicas de imagen radiológica en odontología, nuestros resultados, apuntan la viabilidad del uso de las cámaras de ionização tipo lápiz para evaluación de exposiciones en radiografía panorámicas y consecuente obtención del  $P_{KA}$ . La utilización de la grandeza  $P_{KA}$  en tomografía de feixe cónico y en radiografía Panorámica conforme presentado en este estudio, unifica y facilita la comparación entre estas dos técnicas radiológicas en odontología.

En las Tablas 5 y 6, los valores del tercer cuartil del  $P_{KA}$ , para el protocolo 3 ,(adulto típico), incluyendo las dos tecnologías de receptor de imagen son respectivamente 97 mGy.cm<sup>2</sup> y 121 mGy.cm<sup>2</sup>. Estos valores superaron las actuales propuestas de nivel de referencia en radiografía panorámica basados en esta grandeza,  $P_{KA}=87$  mGy.cm<sup>2</sup> [17].

El análisis de incertidumbres para las medições de  $P_{KL}$  en equipamientos Panorámicos fueron estimadas usando escenario 2 del protocolo IAEA TRS 457[18]. Los valores de la incertidumbre relativa expandida para  $P_{KL}$  fueron estimados en 7,4%.

## 4.2 Evaluacion de dosis efectiva

Gavalas et al. [19] a través de medidas realizadas con TLD insertados en simulador antropomórfico realizaron comparaciones entre dosis efectiva derivada de protocolos de radiografía Panorámica en equipamientos con receptor de imagen digital y equipamientos con receptor de imagen la base de película radiográfica. Para los equipamientos que utilizan película radiográfico, los valores de dosis efectiva se encuentran en el intervalo 17-26  $\mu$ Sv y, para los equipamientos digitales, las dosis efectivas se encuentran en el intervalo 23-38  $\mu$ Sv. El mayor valor ocurre cuando son consideradas las glândulas salives,  $E_{SAL}$  (13), y el más pequeño valor cuando las glândulas salives son desconsideradas, ICRP 60 [20]. Los autores proponen reducir las dosis efectivas sólo manipulando los parámetros de la técnica radiográfica para los equipamientos de receptor digital, y obtuvieron significativa reducción en la dosis efectiva  $E_{ICRP60}=8$   $\mu$ Sv e  $E_{SAL}=12$   $\mu$ Sv [19].

Los resultados de este estudio, ya incluyendo los factores de ponderación de la ICRP 103 [10], que explicita y atribuye un factor de ponderación para las glândulas salives, muestran los siguientes escenarios de dosis efectivas para el adulto típico: (1) equipamientos que utilizan receptor de imagen digital dosis efectivas en el intervalo de 4,21 a 11,16  $\mu$ Sv, utilizando el coeficiente de conversión  $E/P_{KA}=0,08$  mSv/Gy.cm<sup>2</sup> (20), y en el intervalo de 5,98 a 15,61  $\mu$ Sv, cuando utilizado el coeficiente de conversión dependiente de la tensión de Loe [1721]; (2) para equipamiento cuyo receptor de imagen es la película radiográfico, dosis efectivas contenidas en el intervalo de 6,31 a 10,61  $\mu$ Sv, cuando utilizado el coeficiente de conversión  $E/P_{KA}=0,08$  mSv/Gy.cm<sup>2</sup> [15], y en el intervalo de 9,36 a 12,60  $\mu$ Sv, cuando utilizado el coeficiente de Loe [16]. Estos resultados están en consonância con otros autores [4,16,17]. Aunque el factor de conversión  $E/P_{KA}=0,08$  mSv/Gy.cm<sup>2</sup> [15] sea ampliamente utilizado para obtención de la dosis efectiva en radiografía panorámica este presenta limitaciones pues el rango de tensión, (60 kV a 70 kV), radiografías panorámicas. De esta



forma se hace importante utilizar el factor de conversión dependiente de la tensión [3]. En cuanto a tecnología del receptor de imagen, Poppe et al., en 2007 [17], realizaron una evaluación comparativa entre sistemas de imagen Panorámica después de transición entre tecnologías. Estos autores, concluyeron que la tecnología digital en radiología odontológica no conduce automáticamente la reducción de dosis, siendo necesario optimizar protocolos para alcanzar el equilibrio entre calidad de imagen con dosis bajas. En este trabajo los resultados encontrados, Tablas 7 y 8 conducen la conclusión semejante de que, la tecnología digital no significa reducción de dosis como el senso común puede indicar. Eran esperadas dosis efectivas más bajas para los equipamientos que incorporan tecnología digital. Pero, los resultados muestran un cuadro diferente. Los valores de dosis efectiva para las técnicas utilizadas en los equipamientos con receptor de imagen digital, CCD, son de la misma orden de magnitud o superior a los valores de dosis efectiva, obtenidos para equipamientos cuyo receptor de imagen es película radiográfica.

## 5 CONCLUSIONES

En este trabajo se mostró la viabilidad de la utilización de las cámaras de ionização tipo lápiz para medidas de  $P_{KL}$  en equipamientos de radiografía Panorámica y, a partir de esta determinación, calcular el valor del  $P_{KA}$ . La obtención de la dosis efectiva, a partir de los valores de  $P_{KA}$  determinados con medidas realizadas con uso de las cámaras lápices, es rápida y poco trabajosa. La importancia de la utilización de estas cámaras en la actualidad tiene fuerte componente económico, pues estas cámaras han sido consideradas ultrapasadas a medida que la tecnología de los detectores avanza y feixes más anchos son disponibilizados nos TCMD. A partir de estos resultados, se puede concluir que el proceso de optimización de la técnica radiológica, dosis más bajas sin comprometimiento de la calidad de imagen y del resultado diagnóstico, puede ser iniciado por el propio fabricante no estableciendo protocolos de exámenes en fábrica. La existencia de protocolos pre-establecidos inducen el usuario su utilización sin críticas y sin realización de la optimización de la técnica. Estos protocolos deberían ser insertados en el equipamiento en el momento de la realización de las pruebas de endoso de la máquina en la presencia de los profesionales que serán los operadores y responsables por el diagnóstico.

## 6 REFERÊNCIAS

1. Helmrot, E.; Thilander-Klang, A. Methods for monitoring patient dose in dental radiology. *Radiat Prot Dosim*, **139**, n. 1-3, 2010. 303-305.
2. Thilander-Klang, A.; Helmrot, E. Methods of determining the effective dose in dental radiology. *Radiat Prot Dosim*, **139**, 2010. 306–309.
3. Batista, W. O. G.; Navarro, M. V. T.; Maia, A. F. Effective Doses in panoramic images from conventional and CBCT equipment. *Radiation Protection Dosimetry*, **151**, 2012. 67–75.
4. Napier, I. D. Reference doses for dental radiography. *Br Dental J*, **186**, 1999. 392-6.
5. Brasil. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Portaria nº 453. Brasília. 1998.
6. Leitz, W.; Axelsson, B.; Szendro, G. Computed tomography dose assessment — a practical approach. *Radiat Prot Dosim*, **57**, 1995. 377–380.

7. Zankl, M.; Panzer, W.; Drexler, G. Computed tomography dose assessment — a practical The Calculation of Organ Doses from Computed Tomography Examinations. *Radiat Prot Dosim*, **43**, 1992. 237-239.
8. European Atomic Energy Community. Radiation protection: Cone Beam CT for dental and maxillofacial radiology SEDENTEX. [S.l.]. 2009.
9. Rehani, M. M. Radiation protection in newer imaging technologies. *Rad Prot Dosim*, **139**, 2010. 357–362.
10. ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. [S.l.], p. 1-332. 2007.
11. European Commission. European guidelines on radiation protection in dental radiology. *Radiation Protection* **136**, 2004. 120.
12. Williams, J. R.; Montgomery, A. Measurement of dose in panoramic dental radiology. *Br J Radiol*, **73**, 2000. 1002±1006.
13. Doyle, P.; Martin, C. J.; Robertson, J. Techniques for measurement of dose width product in panoramic dental radiology. *Br J Radiol*, **79**, 2006. 142–147.
14. White, S. C. Assessment of radiation risk from dental radiography. *Dentomaxillofac Radiol*, **21**, 1992. 118–126.
15. Helmrot, E.; Alm Carlsson, G. Measurement of radiation dose in dental radiology. *Radiat Prot Dosim*, **114**(1–3), 2005. 168–171.
16. Looe, H. K. et al. Conversion coefficients for the estimation of effective doses in intraoral and panoramic dental. *Radiat Prot Dosim*, **131**, 2008. 365–373.
17. POPPE, B. et al. Dose-area product measurements in panoramic dental radiology. *Radiat Prot Dosim*, 123, 2007. 131–134.
18. International Atomic Energy Agency. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code Of Practice. Technical Reports Series No. 457. Vienna. 2002.
19. Gavala, S. et al. Radiation dose reduction in direct digital panoramic radiography. *Eur J Radiol*, **71**, 2009. 42-48.
20. ICRP. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection ICRP Publication 60. [S.l.], p. 1-201. 1990.