

# Produto Kerma no Ar-Área e Dose Efetiva em Radiodiagnóstico Odontológico

## Product Kerma Air Area and Effective Dose in Dental Radiology

Rodrigo A. P. Mauro<sup>1</sup>, Daiane M. Souza<sup>1</sup>, Alessandro M. Costa<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto (USP), Ribeirão Preto (SP), Brasil

### Resumo

O principal propósito da dosimetria de pacientes em radiodiagnóstico é determinar grandezas dosimétricas para o estabelecimento e uso de níveis de referência e para avaliação de risco comparativa. A utilização do produto kerma no ar-área,  $P_{KA}$  tem sido sugerida em radiodiagnóstico odontológico, já que esta grandeza é mais estritamente relacionada ao risco. O objetivo deste trabalho foi realizar um levantamento preliminar do  $P_{KA}$  e da dose efetiva em diferentes tipos de exames odontológicos. A perspectiva futura é de um levantamento em grande escala para o estabelecimento e o uso de níveis de referência em odontologia no Brasil.

**Palavras Chaves:** dosimetria, tomografia computadorizada de feixe cônico, implante dentário, produto kerma no ar-área, dose efetiva, nível de referência de radiodiagnóstico.

### Abstract

*The main purpose of patient dosimetry in diagnostic radiology is to determine dosimetric quantities for the establishment and use of reference levels and comparative risk assessment. The use of the air kerma-area product,  $P_{KA}$ , has been suggested in dental radiology, as this quantity is more closely related to risk. The aim of this study was to perform a preliminary survey of  $P_{KA}$  and effective dose in different types of dental examinations. The future perspective is a large-scale survey for the establishment and use of diagnostic reference levels in dentistry in Brazil.*

**Keywords:** dosimetry; dental diagnostic radiology; air kerma-area product; effective dose; diagnostic reference level.

### 1. Introdução

Em radiodiagnóstico odontológico, diferentes tipos de exames são realizados, tais como, periapicais, panorâmicos e tomografias computadorizadas. Todos estes exames requerem equipamento especializado com princípios de imagem a base de radiação.

A tomografia computadorizada de feixe cônico é uma modalidade de imagem relativamente nova, que agora está amplamente disponível aos dentistas para examinar tecidos duros nas regiões dentárias e maxilofaciais. Esta modalidade de imagem dá uma representação tridimensional da anatomia e patologia que é semelhante à tomografia computadorizada médica e utiliza geralmente doses de radiação mais elevadas comparada com a formação de imagens odontológicas convencionais, como as radiografias periapicais e panorâmicas.

O exame panorâmico, fornece uma imagem planar da projeção anatômica de estruturas anteriores da face, como seios maxilares e nasais, articulação temporomandibular, perfil ósseo da maxila e mandíbula, e disposição espacial dos elementos dentários. Periapical é uma modalidade e exame de baixo custo financeiro e detrimental por

radiação, possibilita a verificação de fraturas de raiz e coroa, lesões apicais, cáries, e relação intercuspidal, entre outros.

O principal objetivo da dosimetria de pacientes para raios X utilizados em imagens odontológicas é determinar grandezas dosimétricas para o estabelecimento e o uso de níveis de referência de radiodiagnóstico, assim como para avaliação de risco comparativa. O risco associado a cada modalidade de exame deve ser aferido por instrumentos dosimétricos, afim de se obter o parâmetro indireto de dose, que seja representativo do possível dano a que o paciente está sendo submetido ao realizar o procedimento.

Medições de dose em pacientes, geralmente não são realizadas em radiodiagnóstico odontológico, daí a necessidade do levantamento dos parâmetros dosimétricos para avaliar se um plano de controle de qualidade possa ser implementado com o intuito de otimizar os parâmetros de exposição, que são fundamentais para alcançar a melhor qualidade de imagem, entregando a menor dose ao paciente. Fatores de exposição fixos são normalmente utilizados e medições livres no ar são suficientes para derivar as grandezas específicas, tais como o kerma no ar

incidente,  $K_{a,i}$ , ou o produto kerma no ar-área,  $P_{KA}$ . O  $P_{KA}$  é um parâmetro importante para a otimização dos parâmetros de exposição de um exame radiográfico uma vez que ele está mais estritamente relacionado ao risco. Assim, o  $P_{KA}$  tem sido recomendado para o estabelecimento de níveis de referência de radiodiagnóstico em odontologia e para a determinação da dose efetiva E.

## 2. Materiais e Métodos

As irradiações foram realizadas utilizando-se sete equipamentos para radiografias periapicais, um equipamento para radiografias panorâmicas e quatro unidades diferentes de tomografia computadorizada de feixe cônico odontológicas.

Para obtenção do  $P_{KA}$  para as radiografias periapicais e para as tomografias computadorizadas de feixe cônico, foi utilizada uma câmara de ionização de placas paralelas fabricada pela PTW Freiburg, Alemanha, modelo TN34069, acoplada a um eletrômetro digital também da PTW, modelo UNIDOS E T-10010, devidamente calibrados em um laboratório acreditado, para medição do kerma no ar incidente,  $K_{a,i}$ , filmes radiográficos de  $18 \times 24 \text{ cm}^2$ , e régua para medição da área do campo. Para as radiografias periapicais utilizou-se a câmara de ionização e o filme posicionados no centro da saída do cone localizador. As medições do  $K_{a,i}$  e da área do campo foram feitas com a câmara de ionização e com o filme centralizados com o campo de raios X no detector de cada unidade de tomografia computadorizada de feixe cônico. Todas as medições do  $K_{a,i}$  foram corrigidas para a temperatura e pressão de referência. O  $P_{KA}$  foi obtido pela multiplicação do  $K_{a,i}$  pela área do feixe.

Para as radiografias panorâmicas, o  $P_{KA}$  foi obtido a partir da multiplicação do produto kerma no ar-comprimento,  $P_{KL}$ , pela altura da fenda do colimador secundário do equipamento de raios X panorâmicos. A medição do  $P_{KL}$  foi feita usando dosímetros termo luminescentes (TL) de LiF:Mg,Ti e uma câmara de ionização tipo lápis utilizada em tomografia computadorizada.

Foram utilizados 22 dosímetros TL, com dimensões de  $3,1 \times 3,1 \times 0,89 \text{ mm}^3$ , que foram irradiados de lado em um tubo de acrílico posicionado na frente do colimador secundário do equipamento de raios X panorâmico, com o eixo do tubo de acrílico perpendicular ao comprimento da fenda e no seu centro. Um gabarito foi utilizado para segurar o tubo de acrílico incluindo um espaço para filmes periapicais para medição da altura da fenda.

As avaliações dos dosímetros foram realizadas utilizando-se uma leitora TL manual da Harshaw, modelo 2000B+C, com taxa de aquecimento linear de  $8 \text{ }^\circ\text{C/s}$  e fluxo constante de nitrogênio durante

as avaliações. Cada ciclo de avaliação durou 25 s e a temperatura variou entre  $50 \text{ }^\circ\text{C}$  e  $250 \text{ }^\circ\text{C}$ .

Foi utilizada uma câmara de ionização tipo lápis Radcal 10x5-3CT, acoplada a um conversor 9060 e a um eletrômetro 9015. A câmara de ionização foi posicionada na frente do colimador secundário do equipamento de raios X panorâmico, com o seu eixo perpendicular ao comprimento da fenda e no seu centro.

Para determinar a dose efetiva, E, a partir do  $P_{KA}$ , para as radiografias periapicais, foi utilizado o fator de conversão de  $0,06\text{-}0,07 \text{ } \mu\text{Sv/mGy.cm}^2$ , dependendo da tensão no tubo ( $60\text{-}70 \text{ kV}$ ), apresentado por HELMROT e CARLSSON (2005)[4]. Para as radiografias panorâmicas foi utilizado o fator de conversão de  $0,08 \text{ } \mu\text{Sv/mGy.cm}^2$ , também apresentado por HELMROT e CARLSSON (2005)[4].

Para determinar a dose efetiva, E, a partir do  $P_{KA}$ , para as tomografias computadorizadas de feixe cônico, foi utilizado o fator de conversão de  $0,13 \text{ } \mu\text{Sv/mGy.cm}^2$ , derivado por MORANT e colaboradores (2013)[1].

## 3. Resultados

A tabela 1, mostra os valores do produto Kerma no ar-área e a dose efetiva obtida a partir do fator de conversão para o equipamento panorâmico.

**Tabela 1.** Medições TLD do produto kerma ar-área para diferentes configurações dos parâmetros de exposição, e dose efetiva E.

Tensão (kV)	I (mA)	t (s)	$P_{KA}$ (mGy.cm <sup>2</sup> )	E (μSv)
60	9	13,2	53,3	4,3
62	16	13,2	101,5	8,1
66	16	13,2	116,8	9,3

A tabela 2, mostra os valores do produto Kerma no ar-comprimento, produto kerma no ar-área e a dose efetiva obtida a partir do fator de conversão para o equipamento panorâmico, essas medidas foram realizadas com a câmara de ionização.

**Tabela 2.** Medição do produto kerma no ar-comprimento,  $P_{KL}$ , e determinação do produto kerma no ar-área,  $P_{KA}$ , utilizando uma câmara de ionização tipo lápis 100mm de comprimento. H é a altura da fenda do colimador secundário do equipamento de raios X panorâmico.

Irradiação	$P_{kl}$ (mGy.cm)	H(cm)	$P_{ka}$ (mGy.cm <sup>2</sup> )	E (mSv)
1	3,681	13,5	49,69	3,97
2	3,821	13,5	51,58	4,12
3	3,761	13,5	50,77	4,06
4	3,742	13,5	50,52	4,04

As Tabelas 3, 4 e 5, mostram os valores do produto kerma no ar-área,  $P_{KA}$ , e da dose efetiva, E, obtidos para os equipamentos de raios-X para radiografias periapicais que operam em 60 kV e 70 kV, respectivamente, em função da carga no tubo.

**Tabela 3.**  $P_{KA}$  e  $E$  obtidos para três equipamentos para radiografias periapicais que operam em 60 kV em função da carga no tubo.

60 kV			
mAs	$P_{KA}$ (mGy.cm <sup>2</sup> ) / E(μSv)		
	Peri1	Peri2	Peri3
3	59,5/3,57	55,7/3,34	54,4/3,26
4	70,3/4,21	60,1/3,60	-
5	84,3/5,05	72,2/4,33	85,8/5,14

**Tabela 4.**  $P_{KA}$  e  $E$  obtidos para três equipamentos para radiografias periapicais que operam em 70 kV em função da carga no tubo.

70 kV			
mAs	$P_{KA}$ (mGy.cm <sup>2</sup> ) / E(μSv)		
	Peri1	Peri2	Peri3
2,4	38,8/2,71	31,1/2,18	34,3/2,40
3,2	50,9/3,56	30,6/2,14	45,5/3,18
4	60,7/4,25	40,5/2,83	58,3/4,08

**Tabela 5.**  $P_{KA}$  e  $E$  obtidos para um equipamento para radiografias periapicais que opera em 70 kV em função da carga no tubo.

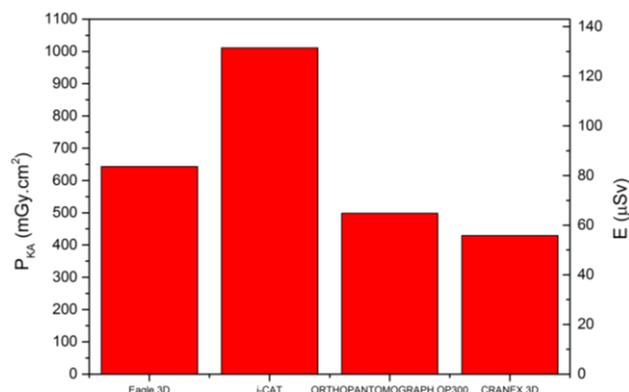
70 kV			
$P_{KA}$ (mGy.cm <sup>2</sup> ) / E(μSv)	mAs		
	2,1	2,8	3,5
	91,0/6,30	119,5/8,36	147,0/10,29

Os parâmetros técnicos utilizados em cada unidade de tomografia relacionado à cada protocolo de aquisição, estão sumarizados na Tabela 6. Ratificando que os protocolos de aquisição utilizados para este estudo, são aqueles aplicados na rotina clínica.

**Tabela 6.** Parâmetros técnicos utilizados em cada unidade de tomografia computadorizada de feixe cônico odontológica

Modelo	Campo de Visão (cm <sup>2</sup> )	kV	mAs
Eagle 3D	14,5x11,5	85	126
i-CAT	16x6	120	36
OP300	6x8	90	49
CRANEX 3D	6x8	90	79

A Figura 1 mostra os resultados obtidos para os tomógrafos odontológicos estudados.



**Figura 1:** Produto kerma no ar área,  $P_{KA}$ , e dose efetiva,  $E$ , para as quatro unidades de tomografia computadorizada de feixe cônico odontológica.

#### 4. Discussão

Para as radiografias panorâmicas, o  $P_{KA}$  foi determinado utilizando-se parâmetros de exposição para um paciente adulto típico. Os níveis de dose efetiva encontrados para essa modalidade de exame, podem ser diretamente comparados com os valores para o exame periapical; é fácil visualizar que valores de dose para as duas técnicas de exame são bem próximos; quando leva-se em consideração a distância de penetração do feixe, a área imageada, e a quantidade de estruturas que aparecem na imagem, pode-se apontar a técnica panorâmica como a mais eficiente, por reportar maior quantidade de informação utilizando valores de dose semelhantes em relação a periapical. A vantagem da técnica periapical, é a irradiação local de estruturas, reduzindo a deposição de dose em estruturas mais radiosensíveis, como cristalino, tireóide, e glândulas salivares; também possui alta resolução espacial, imageando de dois a quatro dentes, dependendo do tamanho do elemento sensor. Porém, a área imageada é bem menor comparada à panorâmica. Para os dosímetros TL, o coeficiente de variação foi de 5,8% para o potencial 60 kV e o  $P_{KA}$  médio obtido utilizando-se os dosímetros TL foi de 53,3±5,2 mGy.cm<sup>2</sup> e consequentemente  $E$  foi 4,3±0,4 μSv. A partir dos resultados observados, o  $P_{KA}$  representa de maneira significativa um parâmetro dosimétrico sensível à variação dos fatores de exposição, e representa de maneira indireta o nível probabilístico dos efeitos estocásticos intrínsecos às modalidades de exames que se utiliza radiação ionizante.

Para as medidas com câmara de ionização tipo lápis, o coeficiente de variação foi de 1,5%, o valor médio obtido foi de 50,64±0,25 mGy.cm<sup>2</sup> e consequentemente  $E$  foi 4,05±0,02 μSv. Levando-se em consideração as incertezas nas medições, os resultados indicam que o  $P_{KA}$  e  $E$  determinados por meio de dosímetros TL levam aos mesmos valores utilizando-se uma câmara de ionização tipo

lápiz. Contudo, a reprodutibilidade das medições com a câmara de ionização tipo lápis é melhor.

Os valores de  $P_{KA}$  e  $E$  obtidos para a técnica de imagem periapical, também apresentam uma relação linear com a carga no tubo. Pode-se observar na tabela 4, que para a maioria dos equipamentos que operam em 70 kV o  $P_{KA}$ , e conseqüentemente  $E$ , são menores devido em parte à menor carga no tubo. Os maiores valores de  $P_{KA}$  e  $E$  ocorrem para um equipamento que também opera em 70 kV, tabela 5. Isto é devido ao fato de a filtração total neste equipamento ser menor (avaliada por meio da camada semi-redutora).

Comparando as tabelas 3 e 4, pode-se observar que para os três equipamentos, os valores de dose  $E$  estão em uma faixa entre 2 e  $6\mu\text{Sv}$ , assim, os equipamentos que trabalham com 60 kV, utilizam uma carga de tubo maior, e os que trabalham com 70 kV, a carga do tubo é levemente menor, isso se deve à otimização dos parâmetros de exposição para se alcançar uma melhor qualidade de imagem.

Observando os resultados na Figura 1, obtidos para os tomógrafos odontológicos, o I-CAT foi o tomógrafo com a maior entrega de dose. Este tomógrafo apresenta o maior campo de visão em largura e que possibilita a aquisição de uma imagem com maior extensão para visualização de estruturas anatômicas. Para uma aquisição de mandíbula com o OP300 e o CRANEX 3D, seriam necessárias duas aquisições segmentadas o que dobraria a dose, levando-a a um valor próximo da dose depositada pelo I-CAT.

No Eagle 3D é possível fazer uma aquisição de mandíbula sem a necessidade de segmentação. Uma redução de dose pode ser obtida ajustando os parâmetros de funcionamento dos tomógrafos, incluindo os fatores de exposição kV e mAs, e reduzindo o campo de visão para a região de interesse real. Os valores de produto kerma no ar-área e dose efetiva encontrados neste levantamento preliminar para tomografia, são comparáveis com os encontrados na literatura e mais elevadas que as usadas na formação de imagens odontológicas convencionais [2,3]. A publicação ICRP Publication 129 [5], traz um estudo dosimétrico da aplicação de CBCT em diversas áreas; os valores encontrados para aplicação em procedimentos maxilofaciais e dentoalveolares estão em uma faixa de 30-1073  $\mu\text{Sv}$  e 11-674  $\mu\text{Sv}$  respectivamente. A faixa encontrada para os equipamentos utilizados neste estudo estão entre 50 e 140  $\mu\text{Sv}$ . Mesmo a metodologia de medição sendo diferentes entre o relatório ICRP 129 com objeto simulador antropomórfico e estudo com  $P_{KA}$  utilizando um fator de conversão simulado computacionalmente para estimar a dose efetiva, os níveis de dose estão dentro do estimado pelo relatório ICRP 129 considerando os dois tipos de modalidade de

imagem CBCT. Pode-se dizer então, que os valores encontrados para este estudo são representativos da dose entregue aos pacientes submetidos a tais exames.

Mas, para tornar o produto Kerma no ar-área, um parâmetro dosimétrico para tomografia computadorizada, o  $P_{KA}$  deve ser sensível à variação de profundidade ou a distância fonte detector, e ainda reportar uma distribuição média de deposição de dose no plano axial, o que não ocorre. O  $P_{KA}$  é sempre constante, devido ao decaimento do Kerma pela lei do inverso do quadrado da distância, e o aumento da área com o quadrado da distância, considerando uma fonte pontual com distribuição de fluência de fótons esférica; e não representa uma média de distribuição de dose axial.

Recomenda-se para levantamento de níveis de dose de referência para radiodiagnóstico em tomografia odontológica, utilizar  $\text{CTDI}_{100,W}$  que além de representar com maior acurácia a dose depositada em diferentes regiões do volume, contabiliza também, os fótons que são espalhados devido a interação com o objeto simulador. Em relatório da IAEA 5 [6], vários tipos de protocolos de dosimetria para feixes cônicos estreitos (menor que 4 cm de largura) e largos (maior que 4cm de largura) são apresentados, inclusive uma derivação do  $\text{CTDI}_{100}$  para objeto simulador em diferentes configurações de campo de visão a partir de medidas do  $\text{CTDI}_{100}$  realizadas no ar.

## 5. Conclusões

Uma grande variação no  $P_{KA}$ , e conseqüentemente em  $E$ , entre os diferentes equipamentos de raios X para radiografias periapicais foi observada. Os equipamentos que operam em tensões maiores não necessariamente estão associados às doses menores.

Para as radiografias panorâmicas, com o uso da câmara de ionização tipo lápis o PKL é obtido imediatamente ao passo que o uso de dosímetros termo luminescentes requer vários procedimentos antes de algum resultado ser registrado. Assim, o uso de uma câmara de ionização tipo lápis fornece um método mais simples e robusto para medição direta do  $P_{KL}$  e conseqüente determinação do  $P_{KA}$  e  $E$ .

Para as tomografias computadorizadas, que atualmente se tornou uma técnica de imagem amplamente utilizada para procedimentos odontológicos, os valores de dose chegaram a ser 10 vezes maiores que equipamentos de imagem 2D.

Porém a precisão dimensional e o nível de detalhamento que a imagem tomográfica oferece, para um correto diagnóstico, justifica o seu uso, de forma otimizada, e que o benefício para o paciente seja maior que o detrimento causado pela radiação, ou por utilizar técnicas de imagens mais simples.

Há a necessidade de estabelecer um parâmetro dosimétrico mais adequado para o uso de níveis de referência de radiodiagnóstico em tomografia odontologia no Brasil.

O  $P_{KA}$  é um parâmetro importante para a otimização dos parâmetros de exposição de um exame uma vez que ele está relacionado ao risco [4]. Assim, o  $P_{KA}$  é recomendado para o estabelecimento de níveis de referência de radiodiagnóstico em odontologia. Um levantamento em grande escala do  $P_{KA}$  para o estabelecimento de níveis de referência para os equipamentos panorâmicos é necessário, e a metodologia de medição utilizada neste trabalho mostrou-se adequada para uma perspectiva dosimétrica futura relacionada aos exames 2D.

### Agradecimentos

O autor agradece o suporte financeiro parcial do CNPq e da FAPESP por meio do INCT em Metrologia das Radiações na Medicina.

### Referências

1. Morant JJ, Salvadó M, Hernández-Girón I, Casanovas R, Ortega R, Calzado A. Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms. *Dentomaxillofac Radiol* 2013; 42(3): 92555893.
2. Bornstein MM, Scarfe WC, Vaughn VM, Jacobs R. Cone Beam Computed Tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29(Suppl):55-77.
3. Andrade MEA, Khoury HJ, Nascimento Neto JBS, Kramer R. Dosimetric evaluation of dental implant planning examinations with Cone-Beam Computed Tomography. *Radiat Prot Dosim* 2015; 158(2):175-180.
4. HELMROT, E.; CARLSSON, G. A. Measurement of radiation dose in dental radiology. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 114, n. 1-3, p. 168-171, 2005.
5. ICRP, 2015. Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT). ICRP Publication 129. Ann. ICRP 44(1).
6. IAEA, 2011. Status of Computed Tomography Dosimetry For Wide Cone Beam CT Scanners. IAEA human health reports, ISSN 2074-7667 ; N° 5. Vienna : International Atomic Energy Agency.

### Contatos:

Rodrigo Antonio Pereira Mauro  
Av: Bandeirantes 3900, Departamento de Física  
Monte Alegre – Ribeirão Preto/SP  
E-mail: rodrigomauro@usp.br