

# Estimativa de dose efetiva e detrimento em exames de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC)

## Effective dose and detriment assessment in cone beam computed tomography (CBCT)

Virgínia Medeiros Ferreira<sup>1</sup>, Keli Bahia Felicíssimo Zocratto<sup>2</sup>, Cláudia Borges Brasileiro<sup>3</sup>

### RESUMO

**Objetivo:** Estimar a dose efetiva ( $E$ ) e o detrimento associados aos exames de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC), seguindo as últimas recomendações da *International Commission on Radiological Protection* (ICRP). **Materiais e Métodos:** A  $E$  foi calculada multiplicando-se as doses absorvidas/equivalentes pela medula óssea, tireóide, pele, superfície óssea, glândulas salivares, cérebro e órgãos remanescentes (região extra-torácica, linfonodos, músculo e mucosa oral), resultantes de diferentes equipamentos e protocolos de aquisição de imagens, pelo fator de peso desses tecidos. O detrimento foi estimado multiplicando-se o valor de  $E$  pelo coeficiente de probabilidade de efeitos estocásticos resultantes de baixas doses de radiação que é  $5,7 \times 10^{-2}$  eventos por Sievert (Sv). Os equipamentos e protocolos foram agrupados de acordo com o volume irradiado (campo de visão). A média, desvio padrão e coeficiente de variação de cada grupo foram calculados. **Resultados:** Protocolos que empregaram um campo de visão maior resultaram em aumento da dose efetiva e do detrimento. As médias (desvio-padrão) das doses efetivas para campos de visão pequeno, médio e grande foram 33,91  $\mu$ Sv (13,38), 82,85  $\mu$ Sv (74,26) e 107,99  $\mu$ Sv (43,82), respectivamente. O grupo de campo de visão pequeno apresentou menor coeficiente de variação (39%). **Conclusão:** A  $E$  resultante da TCFC é alta comparada a outros exames radiográficos convencionais, embora o detrimento seja relativamente pequeno. A indicação dos exames e a seleção dos protocolos devem ser criteriosamente justificadas de forma que os benefícios resultantes da exposição dos pacientes à radiação superem o potencial detrimento.

**Descritores:** Tomografia computadorizada de feixe cônico. Dosagem de radiação. Medição de risco.

### INTRODUÇÃO

Desde o início de sua utilização como método de diagnóstico por imagem, na década de 1970, a tomografia computadorizada (TC) passou por uma evolução e uma série de inovações, promovendo a melhoria da forma de aquisição e qualidade das imagens. Mesmo com esse avanço tecnológico, a aplicação da TC na área odontológica foi restrita. Isso aconteceu por um longo tempo em virtude do alto custo, dose elevada de radiação e dimensão excessiva dos equipamentos que foram desenvolvidos para imagens de corpo todo limitando sua aplicação na área odontológica<sup>1</sup>.

A introdução da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), no final da década de 1990, foi extremamente significativa e reverteu esse quadro. O desenvolvimento tecnológico resultou no surgimento de um aparelho relativamente pequeno,

de custo menor e dose de radiação significativamente mais baixa quando comparada à TC convencional<sup>2-3</sup>. A TCFC permite a avaliação tridimensional do complexo dentomaxilofacial e sua aplicação como método de diagnóstico por imagem na prática clínica odontológica tem se expandido<sup>4-5</sup>.

As doses associadas à TCFC são significativamente menores quando comparadas às doses relacionadas aos exames por TC convencional, mas elevadas em relação aos métodos de diagnóstico por imagem rotineiramente empregados em odontologia. Nesse contexto, os riscos e benefícios associados à TCFC devem ser criteriosamente avaliados antes da indicação para a realização desses exames<sup>4</sup>. Os diversos equipamentos disponíveis no mercado que utilizam a tecnologia de feixe cônico e a variedade de protocolos de aquisição de imagens podem resultar em diferentes doses de radiação

<sup>1</sup>Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brasil

<sup>2</sup>Curso de Odontologia, Centro Universitário Newton Paiva, Belo Horizonte, MG, Brasil

<sup>3</sup>Núcleo de Radiações Ionizantes (NRI), Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brasil

Contato: vilzinamedeiros@yahoo.com.br, kelibahia.prof@newtonpaiva.br, cbbrasileiro@gmail.com

absorvidas pelos pacientes e conseqüentemente alterar o risco de efeitos estocásticos decorrentes desses exames<sup>6-7</sup>.

O conceito de risco, definido como a probabilidade de ocorrência de um efeito danoso, foi inicialmente utilizado pela *International Commission on Radiological Protection* (ICRP). Em sua publicação 26 (1977), a comissão introduziu o termo detrimento, um conceito mais amplo que risco e que combina probabilidade, severidade e tempo de expressão do dano. O detrimento representa o dano total em indivíduos e seus descendentes. Isso acontece devido à exposição às radiações ionizantes. Inclui, não somente a probabilidade de câncer fatal, mas também a probabilidade de câncer não fatal, a probabilidade de efeitos hereditários e o tempo de sobrevivência<sup>8,9</sup>.

Para se estimar o detrimento, a ICRP introduziu, em sua publicação 60 (1991), a grandeza dose efetiva ( $E$ ), que considera as doses de radiação absorvidas por diferentes tecidos e órgãos e suas diferenças quanto à radiosensibilidade. Permite estimar o risco da indução de efeitos estocásticos de diferentes exposições à radiação<sup>4,10</sup>. Desse modo, o objetivo desse estudo foi calcular a dose efetiva e o detrimento associados aos exames por TCFC, de acordo com as recomendações da ICRP, estabelecidas na publicação 103 (2007), utilizando diferentes equipamentos e protocolos de aquisição das imagens empregados em odontologia.

## MATERIAIS E MÉTODOS

### Cálculo da Dose Efetiva ( $E$ )

Para o cálculo da dose efetiva ( $E$ ), doses absorvidas de diferentes aparelhos e protocolos de

aquisição de imagens foram coletadas do trabalho de Pauwels et al. (2012)<sup>7</sup>. Os autores empregaram fantomas e dosímetros termoluminescentes para obtenção das doses absorvidas. Os aparelhos utilizados nesse estudo foram: *3D Accuitomo 170*<sup>®</sup> (*J. Morita*, Japão), *Galileos Comfort*<sup>®</sup> (*Sirona Dental Systems*, Alemanha), *i-CAT Next Generation*<sup>®</sup> (*Imaging Sciences International*, EUA), *Kodak 9000 3D*<sup>®</sup> (*Kodak Dental Systems*, EUA), *Kodak 9500*<sup>®</sup> (*Kodak Dental Systems*, EUA), *NewTom VG*<sup>®</sup> (*Quantitative Radiology*, Itália), *NewTom VGi*<sup>®</sup> (*Quantitative Radiology*, Itália), *Promax 3D*<sup>®</sup> (*Planmeca*, Itália), *Scanora 3D*<sup>®</sup> (*Soredex*, Finlândia).

A dose efetiva ( $E$ ), expressa em microsievverts ( $\mu\text{Sv}$ ), foi calculada seguindo as recomendações da ICRP 2007<sup>11</sup>, utilizando a seguinte equação:

$$E = \sum w_T \times H_T$$

Na equação,  $w_T$  representa o fator de peso ou fator de ponderação de tecidos e órgãos e expressa a radiosensibilidade e a contribuição de cada tecido ou órgão no detrimento total para efeitos estocásticos. Os órgãos e tecidos selecionados para o estudo foram: medula óssea, tireóide, pele, superfície óssea, glândulas salivares, cérebro e órgãos remanescentes (região extra-torácica, linfonodos, músculo e mucosa oral). Os órgãos remanescentes são aqueles cujas radiosensibilidades individuais não podem ser precisamente definidas, mas que em conjunto mostram uma razoável mensuração<sup>12</sup>.  $H_T$  é definida como dose equivalente e representa a dose absorvida por um tecido ou órgão, multiplicada por um fator de ponderação relacionado ao tipo de radiação. Para fótons, o fator de ponderação ou fator de peso é igual a 1. Assim, nesse estudo, a dose absorvida é igual à dose

**Tabela 1** - Fator de peso de tecidos e órgãos ( $w_T$ )<sup>\*</sup>

Tecidos e Órgãos	Fator de Peso ( $w_T$ )
Medula Óssea**	0,12
Mama	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Gônadas	0,08
Bexiga	0,04
Esôfago	0,04
Fígado	0,04
Tireóide**	0,01
Superfície Óssea**	0,01
Cérebro**	0,01
Glândulas Salivares**	0,01
Pele**	0,01
Tecidos Remanescentes ***	0,12

<sup>\*</sup>De acordo com as recomendações da *International Commission on Radiological Protection* 2007 (ICRP 2007) Publicação 103<sup>11</sup>

<sup>\*\*</sup> Órgãos e tecidos selecionados para o estudo

<sup>\*\*\*</sup> Tecidos considerados remanescentes: região extra-torácica, linfonodos, músculo, mucosa oral

equivalente. Os fatores de peso de tecidos e órgãos, de acordo com a ICRP 2007<sup>11</sup> estão apresentados na Tabela 1.

Os equipamentos e protocolos foram agrupados de acordo com a dimensão do campo de visão. A média, desvio padrão e coeficiente de variação de cada grupo foram calculados.

### Cálculo do Detrimento

O detrimento resultante da exposição à radiação de diferentes equipamentos e protocolos de aquisição de imagens foi obtido multiplicando-se o valor da dose efetiva ( $E$ ) pelo coeficiente de probabilidade de efeitos estocásticos resultantes de baixas doses de radiação que é  $5,7 \times 10^{-2}$  eventos por Sievert (Sv), de acordo com as recomendações da ICRP 2007<sup>11</sup>.

## RESULTADOS

Devido à diferença dos volumes de aquisição das imagens dos aparelhos avaliados, os resultados foram apresentados agrupando-se os equipamentos de acordo com o volume irradiado, também conhecido

como campo de visão (*Field of View* - FOV). Os aparelhos considerados de campo de visão pequeno permitem a captura de um volume cilíndrico ou esférico menor ou igual a 10 cm. Os de campo de visão médio possibilitam a captura de um volume cilíndrico ou esférico entre 10 e 15 cm, enquanto os equipamentos de campo de visão grande capturam um volume maior que 15 cm<sup>9</sup>. Os valores de  $E$  e detrimento resultantes de protocolos de campo de visão pequeno, médio e grande estão apresentados nas tabelas 2, 3 e 4, respectivamente. Os resultados revelaram que o aumento da dimensão do campo de visão resultou no aumento da dose efetiva e do detrimento.

As médias (desvio-padrão) das doses efetivas para campos de visão pequeno, médio e grande foram 33,91  $\mu$ Sv (13,38), 82,85  $\mu$ Sv (74,26) e 107,99  $\mu$ Sv (43,82), respectivamente. O coeficiente de variação para protocolos de campo de campo de visão pequeno foi 39,00%, para campo de visão médio 90,00% e grande 41,00%, evidenciando que o grupo de campo de visão pequeno foi o que apresentou maior homogeneidade.

**Tabela 2** - Dose efetiva e detrimento para protocolos de campo de visão pequeno (FOV pequeno)\*

Equipamentos	Dose Efetiva ( $\mu$ Sv)	Detrimento ( $\times 10^{-6}$ )
3D Accuitomo 170 <sup>a</sup>	42,90	2,44
Kodak 9000 3D <sup>a</sup>	40,30	2,29
Kodak 9000 3D <sup>b</sup>	18,53	1,05

\*De acordo com as recomendações da *International Commission on Radiological Protection* 2007 (ICRP 2007) Publicação 103<sup>11</sup>

<sup>a</sup>Protocolo para mandíbula

<sup>b</sup>Protocolo para maxila

**Tabela 3** - Dose efetiva e detrimento para protocolos de campo de visão médio (FOV médio)\*

Equipamentos	Dose Efetiva ( $\mu$ Sv)	Detrimento ( $\times 10^{-6}$ )
3D Accuitomo 170 <sup>b</sup>	54,57	3,11
i-CAT NG <sup>c</sup>	45,41	2,58
Kodak 9500 <sup>c</sup>	92,24	5,25
NewTom VGi <sup>c</sup>	265,19	15,11
Scanora 3D <sup>a</sup>	47,21	2,69
Scanora 3D <sup>b</sup>	46,42	2,64
Scanora 3D <sup>c</sup>	44,82	2,55
Promax 3D <sup>d</sup>	121,87	6,94
Promax 3D <sup>e</sup>	27,93	1,59

\*De acordo com as recomendações da *International Commission on Radiological Protection* 2007 (ICRP 2007) Publicação 103<sup>11</sup>

<sup>a</sup>Protocolo para mandíbula

<sup>b</sup>Protocolo para maxila

<sup>c</sup>Protocolo para ambos os maxilares

<sup>d</sup>Alta dose

<sup>e</sup>Baixa dose

**Tabela 4** - Dose efetiva e detrimento para protocolos de campo de visão grande (FOV grande)\*

Equipamentos	Dose Efetiva ( $\mu\text{Sv}$ )	Detrimento ( $\times 10^{-6}$ )
<i>Galileos</i>	83,74	4,77
<i>i-CAT NG</i>	83,15	4,73
<i>Kodak 9500</i>	135,60	7,72
<i>NewTom VG</i>	83,22	4,74
<i>NewTom VGi</i>	193,86	11,05
<i>Scanora 3D</i>	68,40	3,89

\*De acordo com as recomendações da International Commission on Radiological Protection 2007 (ICRP 2007) Publicação 10311

## DISCUSSÃO

Os benefícios advindos do emprego de radiações ionizantes na área da saúde são inegáveis, mas a deposição de energia nos tecidos e/ou órgãos de indivíduos expostos à radiação podem promover efeitos biológicos. Os efeitos associados às doses de radiação utilizadas em radiodiagnóstico são essencialmente estocásticos, ou seja, podem ocorrer mesmo após baixas doses e pequenas frequências de exposição à radiação, não havendo um limiar para a expressão do dano<sup>12</sup>.

Em 1990, a *E* foi introduzida pela ICRP para fornecer a dose relacionada a efeitos estocásticos resultantes da exposição a baixas doses de radiação ionizante e permitir comparar a probabilidade de detrimento de diferentes exames radiográficos ao detrimento decorrente da exposição de corpo todo<sup>1</sup>. Em 2007, em sua publicação 103, a comissão considerou justificável a inclusão de três novos tecidos no grupo de tecidos remanescentes para o cálculo da *E*. A região extratorácica, linfonodos e mucosa oral foram incluídas nesse grupo e o fator de peso para tecidos remanescentes aumentou de 0,05 para 0,12<sup>5,8</sup>. Além disso, pela primeira vez, as glândulas salivares e o cérebro foram incluídos na seleção de tecidos e órgãos com fator de peso específico em virtude do aumento de evidências de risco de câncer nesses órgãos<sup>1</sup>. Essas modificações refletiram diretamente no cálculo da *E* associados aos diferentes métodos de diagnóstico por imagem. Estudos que compararam a dose efetiva seguindo as recomendações da ICRP 1990 e 2007 evidenciaram um aumento da *E* em todos os exames radiográficos (periapical, interproximal, panorâmica e cefalométrica e TCFC) de acordo com o ICRP 2007<sup>1,4-5,9</sup>.

No presente estudo, o cálculo da *E* seguiu as orientações da ICRP 2007<sup>11</sup>. Os resultados revelaram que a dose efetiva variou entre os aparelhos de TCFC e o campo de visão selecionado. Dentre os parâmetros variáveis dos protocolos de aquisição de imagem da TCFC (campo de visão, tamanho do voxel, tempo de exposição e miliamperagem)<sup>13</sup>, a colimação do feixe primário de raios X, ou seja, o campo de visão (FOV), limita a exposição à radiação à região de interesse<sup>14</sup>. Nesse estudo, o aumento da dimensão do campo de

visão resultou em um aumento da dose efetiva. Nessas condições um volume maior da cabeça do paciente é irradiada<sup>5,15</sup>. Os resultados estão de acordo com outros estudos encontrados na literatura<sup>4-5</sup>.

Estudos revelaram que para um mesmo equipamento e campo de visão, quando o volume irradiado se limita à região de maxila há redução da dose efetiva se comparada a *E* resultante de protocolos que restringem o feixe primário de raios X à região de mandíbula<sup>4-5</sup>. No presente estudo, para o aparelho Kodak 9000 3D<sup>®</sup>, protocolo de mandíbula e campo de visão pequeno, a *E* encontrada foi de 40,30  $\mu\text{Sv}$  enquanto para maxila foi de 18,53  $\mu\text{Sv}$ . Para o Scanora<sup>®</sup>, verificou-se uma *E* equivalente a 47,21  $\mu\text{Sv}$ , para protocolo de mandíbula, e 46,42  $\mu\text{Sv}$  para maxila. O aumento da *E* para protocolos de mandíbula é justificado pela exposição direta da glândula tireoide e da submandibular, que foi incluída no grupo de órgãos com fator de peso específico de acordo com a ICRP 2007<sup>4</sup>.

As doses efetivas resultantes da TCFC são menores quando comparadas às doses relacionadas aos exames por TC convencional. A média das doses efetivas encontradas neste estudo para protocolos de TCFC de campos de visão pequeno, médio e grande foi de 33,91  $\mu\text{Sv}$ , 82,85  $\mu\text{Sv}$ , e 107,99  $\mu\text{Sv}$ , respectivamente. Quando comparadas às doses observadas em exames de TC *multislice*, são doses significativamente menores. De acordo com outros estudos, as doses podem variar entre 474  $\mu\text{Sv}$  e 1160  $\mu\text{Sv}$ , dependendo do protocolo de aquisição de imagem empregado para o estudo do complexo dentomaxilofacial<sup>16</sup>.

Em comparação com outros exames radiográficos rotineiramente empregados na prática clínica odontológica, a TCFC apresenta doses efetivas maiores. A *E* resultante de uma radiografia panorâmica varia entre 14,2  $\mu\text{Sv}$  e 24,3  $\mu\text{Sv}$  e de uma radiografia cefalométrica, norma lateral, é 5,6  $\mu\text{Sv}$ . Para um exame interproximal (quatro incidências) empregando receptores de imagens (placa de fósforo estimulada) ou filme velocidade F e colimação retangular, a *E* é 5,0  $\mu\text{Sv}$ . Um exame completo das arcadas dentárias (periapical e interproximal) também utilizando receptores de imagens ou filme F

e colimação retangular apresenta uma dose efetiva de  $34,9 \mu\text{Sv}^1$ , superior à  $E$  encontrada no presente estudo para o aparelho Kodak 9000 3D (campo de visão pequeno) e Promax 3D (campo de visão médio), cujas doses efetivas observadas foram de  $18,53 \mu\text{Sv}$  e  $27,93 \mu\text{Sv}$ , respectivamente.

Embora as doses efetivas relacionadas à TCFC sejam maiores comparativamente a outros exames radiográficos utilizados em odontologia, o detrimento resultante da exposição dos pacientes é relativamente baixo. No presente estudo, o detrimento estimado variou entre  $1,05$  a  $15 \times 10^{-6}$  ( $1,05$  a  $15$  em um milhão de casos de detrimento). Embora pequeno, é real e superior ao detrimento estimado para outros exames radiográficos empregados na prática odontológica. O risco de câncer fatal para uma radiografia cefalométrica, norma lateral, a probabilidade é de  $0,3$  em um milhão e para radiografia panorâmica varia entre  $0,8$  e  $1,3^8$ . Assim, de acordo com os princípios de proteção radiológica, é imprescindível que a indicação para a TCFC seja criteriosamente justificada. A escolha dos protocolos precisa ser definida, de maneira que o benefício decorrente da exposição à radiação supere o potencial detrimento à saúde dos pacientes.

A análise dos resultados, no entanto, deve ser interpretada com cautela, uma vez que o presente estudo comparou a dose efetiva e o detrimento decorrentes de variações da dimensão do campo de visão. Houve variação do número de equipamentos em cada grupo avaliado. A seleção dos equipamentos de TCFC e dos protocolos de aquisição de imagens não deve ser baseada exclusivamente em estudos de dosimetria, mas associada à qualidade da imagem e a indicação específica de cada protocolo de exposição.

## CONCLUSÃO

A dose efetiva resultante da TCFC é menor quando comparada à TC convencional. Porém, é maior em relação às doses relacionadas a outros exames radiográficos rotineiramente empregados como métodos complementares de diagnóstico na prática clínica odontológica.

Embora o detrimento associado aos exames tomográficos que empregam a tecnologia de feixe cônico seja relativamente baixo, o mesmo não pode ser negligenciado.

## ABSTRACT

**Aim:** To calculate the effective dose ( $E$ ) and detriment associated with cone beam computed tomography (CBCT), following recommendations set forth by the International Commission on Radiological Protection (ICRP). **Materials and Methods:** The effective dose ( $E$ ) was calculated by multiplying the absorbed/equivalent doses by the bone marrow, thyroid, skin, bone surface, salivary glands, brain, and

remaining organs (extrathoracic region, lymphatic nodes, muscles, and oral mucosa), resulting from different equipments and imaging protocols, by tissue weighting factor of these tissues. Detriment was estimated by multiplying  $E$  by the probability coefficient for stochastic effects after exposure to low doses of radiation:  $5.7 \times 10^{-2} \text{Sv}^{-1}$ . The equipment and protocols were grouped according to the irradiated volume (field of view - FOV). The mean effective doses, standard deviation, and variation coefficient of each group were also calculated. **Results:** Protocols that employed a larger FOV resulted in an increase of the effective dose and detriment. The mean (standard deviation) of  $E$  for small, medium, and large FOV were  $33.91 \mu\text{Sv}$  ( $13.38$ ),  $82.85 \mu\text{Sv}$  ( $74.26$ ), and  $107.99 \mu\text{Sv}$  ( $43.82$ ), respectively. The small FOV group presented the lowest variation coefficient ( $39\%$ ). **Conclusion:** The  $E$  from CBCT are high when compared to other conventional radiography, although the detriment is relatively low. Recommendations for CBCT and the choice of protocol must be carefully justified so that the benefits of patient exposure outweigh the potential radiation detriment.

**Uniterms:** Cone beam computed tomography. Radiation dosage. Risk assessment.

## REFERÊNCIAS

- Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, White SC. Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection regarding dose calculation. *J Am Dent Assoc.* 2008; 139:1237-43.
- Garib DG, Raymundo Jr R, Raymundo MV, Raymundo DV, Ferreira SN. Tomografia computadorizada de feixe cônico (cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na ortodontia. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2007; 12:139-56.
- Mohan R, Singh A, Gundappa M. Three dimensional imaging in periodontal diagnosis: utilization of cone beam computed tomography. *J Indian Soc Periodontol.* 2011; 15:11-7.
- Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol.* 2009; 82:35-40.
- Qu X-M, Li G, Ludlow JB, Zhang Z-Y, Ma X-C. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010; 110:770-6.
- Torres MGG, Campos PSF, Neto Segundo NP, Ribeiro M, Navarro M, Crusoé-Rebello I. Avaliação de doses referenciais obtidas com exames de tomografia computadorizada de feixe

- cônico adquiridos com diferentes tamanhos de voxels. *Dental Press J Orthod.* 2010; 15:42-3.
7. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol.* 2012; 81:267-71.
  8. Wrixon AD. New ICRP recommendations. *J Radiol Prot.* 2008; 28:161-8.
  9. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008; 106:106-14.
  10. Wrixon AD. New recommendations from the International Commission on Radiological Protection: a review. *Phys Med Biol.* 2008; 53:R41-R60.
  11. International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann ICRP.* 2007; 37:1-332.
  12. Gibbs SJ, Pujol Jr. A, Chen T-S, James Jr. A. Patient risk from intraoral dental radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 1988; 17:15-23.
  13. Hatcher, D. Operational principles for cone-beam computed tomography. *J Am Dent Assoc.* 2010; 141:3S-6S.
  14. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work. *Dent Clin N Am.* 2008; 52:707-30.
  15. Tetradis S, Anstey P, Graff-Radford S. Cone beam computed tomography in the diagnosis of dental disease. *J Calif Dent Assoc.* 2010; 138:27-32.
  16. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanhersden S, Suetens P, et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol.* 2009; 71:461-8.

Recebido em 30/05/2012 - Aceito em 13/08/2012

**Autor correspondente:**

Virgínia Medeiros Ferreira

Rua Presidente Campos Sales, 21 - Boa Esperança

Santa Luzia - MG - Brasil

CEP: 30.035-280

E-mail: vilzinhamedeiros@yahoo.com.br