

Estimativa de dose efetiva em tomografia odontológica de feixe cônico

Estimative of effective dose in dental cone beam CT

W. O. Batista^{1,2}; M. V. T. Navarro¹; A. F. Maia²

¹Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Bahia, 40300-010, Salvador-Ba, Brasil

²Programa de Pós-graduação em Física, Universidade Federal de Sergipe, 49100-000, São Cristóvão-Se, Brasil

wilsonottobatista@gmail.com

O uso de imagens tomográficas em odontologia vem continuamente sendo ampliada, especialmente após a consolidação das técnicas de implantes dentários, como técnica importante no planejamento e avaliação da prótese odontológica. A Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico, TCFC, surgiu na radiologia odontológica como uma técnica revolucionária e se estabeleceu como uma modalidade de imagem radiológica que apresenta vantagens, do ponto de vista de visualização de estruturas, em comparação com a radiografia intra-oral e a radiografia panorâmica. A técnica de TCFC é atualmente considerada como técnica tomográfica de baixa dose de radiação quando confrontada com a tomografia convencional aplicada à odontologia. O objetivo deste trabalho foi avaliar os valores de dose efetiva para aquisições de TCFC para diferentes protocolos utilizando a base de dados do NRPB SR250.

Palavras-chave: Tomografia Odontológica; Tomografia de Feixe Cônico; Dose Efetiva

The use of CT imaging in dentistry is continually being expanded especially after the consolidation of the techniques of dental implants as important technique for planning and evaluating dental prosthesis. The Cone Beam Computed Tomography, CBCT, appeared in dental radiology as a revolutionary technique and established himself as a radiological imaging modality that has advantages, in terms of visualization of structures, compared with intra-oral radiography and panoramic radiography. The CBCT technique is currently considered as a low dose tomographic technique when confronted with conventional tomography applied to dentistry. The objective of this study was to evaluate the effective dose values for CBCT acquisition of different protocols using the database of the NRPB SR250.

Keywords: Dental CT; Cone Beam Computed Tomography; Effective Dose

1. INTRODUÇÃO

No final da década de 1990, surgiu a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), que utiliza um feixe de raios X na forma cônica e realiza a aquisição da imagem em um único giro do tubo de raios X em torno do paciente. Esta técnica foi aplicada inicialmente na radiologia intervencionista, na simulação de tratamentos radioterápicos e na radioterapia guiada por imagem. Atualmente, a técnica da tomografia de feixe cônico se estabeleceu também em aplicações odontológicas como uma ferramenta de imagem tridimensional [1], oferecendo, a radiologia odontológica, uma alternativa ao uso da tomografia tradicional de feixe em forma de leque normalmente disponível em clínicas de radiologia médica. A imagem volumétrica também complementa a radiografia intra-oral e a radiografia panorâmica.

Existem duas diferenças fundamentais entre a técnica de tomografia de feixe cônico e a técnica de tomografia de feixe em leque, tomografia médica. A técnica tomográfica de feixe cônico consiste na utilização de uma matriz bi-dimensional de detectores, enquanto que a tomografia de feixe em leque utiliza uma matriz unidimensional de detectores [2]. Outra diferença está na isotropia dos elementos de volume, *voxel*, pois nos tomógrafos de feixe em leque os elementos de volume são definidos pela colimação do feixe de raios X antes e depois do paciente e pelo avanço da mesa no *gantry*, resultando em *voxels* anisotrópicos (altura = largura < profundidade). Nos tomógrafos com *voxels* anisotrópicos, a profundidade do *voxel* é dependente da espessura do feixe, o que limita a exatidão nas imagens reconstruídas no plano sagital. Nos tomógrafos de feixe cônico, os *voxels* são isotrópicos permitindo medições

geometricamente precisas em qualquer plano. Esta propriedade é fundamental para o planejamento de implantes dentários permitindo ao radiologista visualizar imagens nos três planos ortogonais e com precisão nas medidas [3]. Em modernos sistemas tomográficos de feixe em forma de leque, o sistema de detecção é formado por linhas de detectores formando varias matrizes unidimensionais de detecção, tomógrafos de múltiplos detectores. Esta configuração também fornece imagens com *voxels* anisotrópicos. A Figura 1 mostra claramente a diferença entre as duas geometrias e sistemas de detecção.

Os equipamentos de tomografia de feixe cônico são compactos e na sua maioria se assemelham a um equipamento de radiografia panorâmica. Geralmente o paciente é posicionado sentado, mas em alguns aparelhos acomoda-se o paciente em pé ou deitado. A Figura 1A apresenta dois componentes principais, posicionados em extremos opostos da cabeça do paciente: a fonte ou tubo de raios X, que emite um feixe em forma de cone, e receptor de imagem, detector. O conjunto tubo-detector realiza normalmente um único giro de 360°.

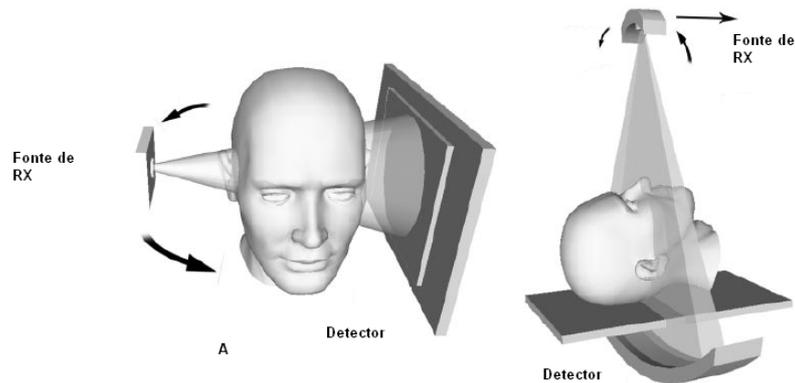


Figura 1: Geometria dos feixes utilizados na tomografia de feixe em leque e tomografia de feixe cônico. (A) Feixe de radiação em forma de cone e matriz de detecção bidimensional. (B) Feixe de radiação em forma de leque e matriz unidimensional de detecção. Adaptado de Miracle et al, 2009 [4].

Historicamente, a avaliação de níveis de dose em radiologia odontológica sempre foi negligenciada, devido às doses baixas e ao pequeno volume irradiado associados aos exames mais simples [5]. Contudo, a partir do surgimento das técnicas de implantes e sua popularização acompanhada de novas técnicas de imagens, os níveis de dose passaram a ter valores que não poderiam mais ser desconsiderados [6].

Para avaliar a probabilidade de danos para a saúde em baixas doses de radiação ionizante, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) propôs uma quantidade teórica, a dose efetiva, em 1977, sendo este conceito reformulado em 1990 e 2007 [7,8]. A dose efetiva, E , é definida por uma soma ponderada das doses equivalentes em tecidos dada por:

$$E = w_T \times \sum_T H_T; H = w_R \times \sum_R D_{T,R} \quad (1)$$

onde w_R é o fator de ponderação para radiação, w_T é o fator de ponderação para tecido e órgãos, H_T é a dose equivalente média para no tecido ou órgão para ambos os sexos e $D_{T,R}$ é a dose absorvida no tecido ou órgão para a radiação uma determinada radiação.

A necessidade de avaliar as novas tecnologias e os níveis de doses associados a elas é um desafio atual da odontologia. E, novas técnicas, como a TCFC, têm surgido com promessas de doses efetivas até 15 vezes mais baixas que as doses típicas obtidas em tomógrafos computadorizados de uso médico utilizados em planejamentos odontológicos [9].

Neste contexto, os objetivos deste trabalho foram avaliar índices de dose em tomografia computadorizada de feixe cônico e estimar valores de doses efetivas associadas a estas técnicas de imagem volumétrica em radiologia odontológica.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Equipamentos avaliados

Avaliamos quatro equipamentos de tomografia de feixe cônico, TCFC, de fabricação de i-CAT Images Sciences inc., modelo i-CAT Classical. Estes equipamentos operam com tensão no tubo única de 120 kV, feixe pulsado e corrente no tubo de 3 a 7 mA, conforme especificações técnicas do fabricante. O receptor de imagem é do tipo painel plano de silício amorfo, a-Si. Este equipamento permite a realização de aquisições volumétricas com três campos de visão, FOV, e quatro diferentes tamanhos de *voxel*.

Avaliação dos parâmetros do gerador e qualidade do feixe

Antes de realizar avaliações dosimétricas em equipamentos de radiologia, é recomendável avaliar o equipamento quanto a sua funcionalidade e atendimento as especificações técnicas e normas pertinentes. Para avaliar o funcionamento do gerador de raios X, utilizamos um sistema não invasivo marca *Radcal Corporation*, modelo *Accu-Pro*, com sensor 40x12-W com exatidão ± 1 kV ou 1% na faixa de 40 a 160 kV e repetitividade de $\pm 0,2$ kV, que permite avaliar a forma de onda, a tensão no tubo, tempo de exposição, filtração total e camada semi-redutora, *CSR*. Avaliamos estes parâmetros antes de iniciar a coleta dos dados dosimétricos. A Figura 2A apresenta o sensor de medida de tensão e tempo fixado na frente do receptor de imagem.

Avaliação da dose efetiva

Na avaliação da dose efetiva em aquisições tridimensionais, foi utilizada a planilha *CTDosimetry*, versão 1.0.2, criada pelo grupo britânico *ImPACT: Imaging Performance Assessment of CT Scanners* [10], para avaliar sistemas de tomografia de feixe em leque em aplicações médicas e a base de dados *NRPB-SR250: Normalised Organ Doses for X-Ray Computed Tomography Calculated Using Monte Carlo Techniques* [11].

Avaliamos, para os quatro equipamentos, as três opções de campo de visão (FOV) disponíveis que podem utilizados em protocolos rotineiros: 6 cm, 8 cm e 13 cm. Utilizamos uma câmara de ionização cilíndrica de $0,6 \text{ cm}^3$ de volume sensível, tipo Farmer, marca *Radcal Corporation*, modelo 10X6-0.6, calibrada para a faixa de radiologia diagnóstica e com dependência energética inferior a $\pm 5 \%$, no intervalo de 3 a 20 mm de Al. A câmara de ionização foi inserida em um simulador de cabeça, com 16 cm de diâmetro e 26 cm de comprimento, para medidas de índice de kerma no ar em tomografia computadorizada. Este simulador possui 5 furos para inserção da câmara de ionização sendo 1 central e 4 periféricos em $R=r-10 \text{ mm}$, onde r é o raio do simulador, e está apresentado na Figura 2.



Figura 2: (A) Sensor de kV e tempo posicionado na frente do receptor de imagem.
(B) Posicionamento do simulador de PMMA na condição de medida.

Para utilizar a planilha *CTDosimetry* com equipamentos que não estejam disponíveis no conjunto de dados, é necessário obter um fator de correspondência chamado pelos autores da planilha de *ImPACT Factor* [10]. Calculamos este fator de correspondência para os tomógrafos avaliados nos três tamanhos de campo de visão (FOV). Esse fator deve ser obtido através de medidas no ar e medidas no simulador de polimetilmetacrilato, PMMA, no centro e na periferia [11]. A Figura 2 mostra o simulador de PMMA posicionado na condição de medida. O *ImPACT Factor* é definido segundo a Equação 2.

$$\frac{K_{PMMA}}{K_{ar}} = \frac{D_{PMMA}}{D_{ar}} \quad (2)$$

Onde K_{PMMA} e K_{ar} são respectivamente os índices de kerma para tomografia computadorizada medido no ar com uma câmara de ionização de 100 mm de comprimento, e no simulador cilíndrico de cabeça em PMMA no centro e na periferia. Os coeficientes a , b e c são disponibilizados pelos autores da planilha [10]. Para simulador de cabeça em PMMA, estes coeficientes possuem os seguintes valores: $a = 0,4738$; $b = 0,8045$ e $c = 0,0752$.

Neste trabalho determinamos o *ImPACT Factor* através da dose média no plano central determinada através de medidas com a câmara de ionização tipo Farmer utilizando a Equação 3.

$$\frac{D_{PMMA}}{D_{ar}} = \frac{C_{PMMA}}{C_{ar}} \quad (3)$$

Onde D_{PMMA} e D_{ar} são respectivamente as doses acumuladas médias medida no ar e no centro do feixe com uma câmara de ionização tipo Farmer, e no simulador cilíndrico de cabeça em PMMA no centro e na periferia.

A Figura 3 mostra a câmara de ionização tipo Farmer de $0,6 \text{ cm}^3$ posicionada no simulador de PMMA e no ar.

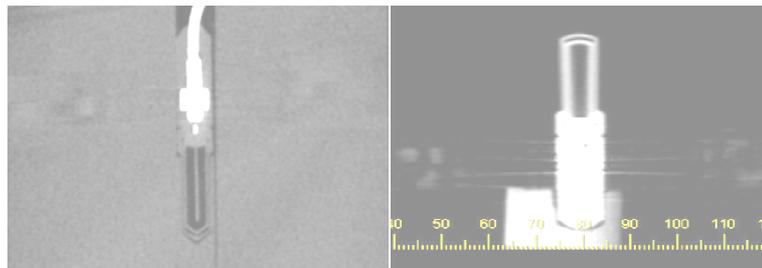


Figura 3: (A) Imagem adquirida no tomógrafo i-CAT mostrando o posicionamento da câmara de ionização no centro do simulador de PMMA. (B) Imagem adquirida no tomógrafo i-CAT mostrando o posicionamento da câmara de ionização no ar e no isocentro do equipamento.

O cálculo de dose efetiva para os tomógrafos computadorizados de feixe cônico foram efetuados utilizando a metodologia definida na Equação 2 e 3, para calcular o fator de correspondência *ImPaCT Factor*.

Na planilha *CTDosimetry* v. 1.0.2, o valor da dose efetiva foi calculado por interpolação, pois o fator encontrado não corresponde exatamente aos listados na planilha. Como dados básicos de entrada na planilha, são necessários C_{ar} e $C_{w,PMMA}$ [12]. Na metodologia apresentada por Yu *et al* [13] e Sawyer, [12], a grandeza índice de kerma no ar para tomografia computadorizada,

foi substituída pela dose média no plano central, e o índice de kerma ponderado para tomografia computadorizada medido no simulador de PMMA, é substituído pela dose

média ponderada no PMMA, $\bar{D}_{w,PMMA}$: $C_{ar} \rightarrow \bar{D}$ e $C_{w,PMMA} \rightarrow D_{w,PMMA}$. Na Tabela 2 apresentamos os valores de \bar{D} e $D_{w,PMMA}$. Onde D_w é obtido através da Equação 4.

$$D_w = \frac{1}{3} \times \bar{D}_{centro,PMMA} + \frac{2}{3} \times \bar{D}_{periferia,PMMA} \quad (4)$$

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na Figura 4, apresentamos a forma de onda obtida para o gerador do TCFC da i-CAT. A forma de onda indica uma geração de radiação na forma pulsada, o que é típico dos modernos TCFC. Para estes equipamentos, medimos os seguintes valores médios: 18 ms para largura do pulso e 66 ms o intervalo entre pulsos, ou seja uma frequência de 15 pulsos/s e avaliamos a corrente de operação no valor 3,57 mA.

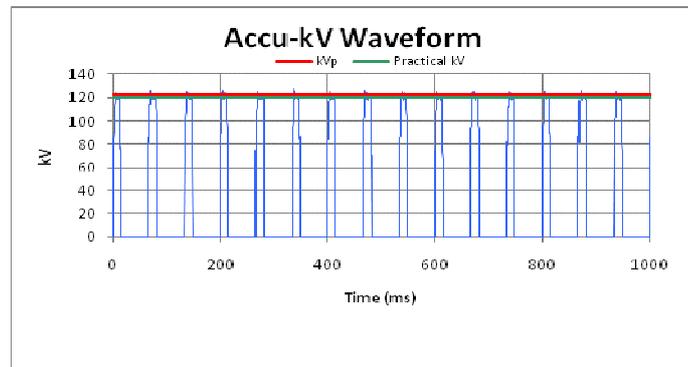


Figura 4: Forma de onda determinada com o sistema Radcal Accu-Pro.

Na Tabela 1, apresentamos os valores medidos para a tensão no tubo e para o tempo de exposição com seus respectivos valores nominal. A filtração e o valor da camada semi-redutora estão também apresentados na Tabela 1.

Tabela 1: Valores medidos e valores nominais para a tensão no tubo, tempo de exposição, filtração total e camada semiredutora, CSR.

Equipamento	FOV	Filtração mmAl	CSR mmAl	kV _{nom}	kV _{med}	Desvios kV	t _{nom.} (s)	t _{med.} (s)	Desvios %
i-CAT(a)	6 cm	16,5	9,9	120	122,2	2,20	10	9,7	-3,0%
	8 cm			120	122,0	2,00	10	10,1	1,0%
	13 cm			120	122,1	2,10	10	9,7	-3,0%
i-CAT(b)	6 cm	15,8	9,2	120	117,3	-2,70	10	9,8	-2,0%
	8 cm			120	117,3	-2,70	10	9,7	-3,0%
	13 cm			120	117,2	-2,80	10	9,7	-3,0%
i-CAT(c)	6 cm	15,1	9,1	120	120,1	0,10	10	9,7	-3,0%
	8 cm			120	120,1	0,10	10	9,7	-3,0%
	13 cm			120	120,1	0,10	10	9,5	-5,0%
i-CAT(d)	6 cm	15,8	9,2	120	120,2	0,20	10	9,7	-3,0%
	8 cm			120	120,1	0,10	10	9,8	-2,0%
	13 cm			120	119,1	-0,90	10	9,8	-2,0%

(a), (b), (c) e (d) identificam os equipamentos com mesma configuração.

Os valores máximos dos desvios para a tensão no tubo, kV, atendem a tolerância máxima estabelecida na portaria MS SVS 453/98 [14] de $\pm 10\%$ e também atendem as especificações do fabricante $\pm 5,0$ kV. Para o tempo de varredura adotamos apenas as exigências do fabricante $\pm 5,0\%$ como referência para avaliação de conformidade, pois este parâmetro não se encontra especificado na portaria MS SVS 453/98.

Os valores medidos e calculados respectivamente para \bar{D} e $D_{w,PMMA}$ estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 – Valores de \bar{D} e $D_{w,PMMA}$ para os tomógrafos de feixe cônico. i-CAT; 120 kV/9,65 mAs.

Equipamento	i-CAT (a)			i-CAT (b)			i-CAT (c)			i-CAT (d)		
	FOV (cm)			FOV (cm)			FOV (cm)			FOV (cm)		
Índice	6	8	13	6	8	13	6	8	13	6	8	13
\bar{D} (mGy)	17,17	17,38	17,54	16,87	17,12	17,01	17,01	17,09	17,24	16,01	16,11	16,95
$D_{w,PMMA}$ (mGy)	1,16	1,18	1,24	1,13	1,16	1,21	1,14	1,14	1,19	1,06	1,11	1,14

(a), (b), (c) e (d) identificam os equipamentos com mesma configuração.

A partir destes dados, foi calculado o fator de correspondência, *ImpaCTFactor*. Os valores encontrados para o fator de correspondência foram: 0,973 (FOV = 6 cm); 0,976 (FOV = 8 cm); 1,00 (FOV = 13 cm); $ImpaCTFactor_{médio} = 0,986$. Foram encontrados, como equipamentos correspondentes do ponto de vista da planilha *CTDosimetry v. 1.0.2*, os seguintes tomógrafos: Philips CX e CX/S e Philips TX. Por interpolação, foram determinados os valores de dose efetiva para os equipamentos i-CAT, que estão apresentados na Tabela 2. Os protocolos avaliados estão definidos no manual do equipamento [15] (1) full 13 cm/ 20 s/ 0,4 de voxel; (2) dois arcos 8 cm/ 40 s/ 0,4 mm de voxel; (3) mandíbula 6 cm/ 20 s/ 0,4 mm de voxel; (4) maxilar 6 cm/ 20 s/ 0,4 mm de voxel.

Tabela 3: Valores de dose efetiva para os tomógrafos computadorizados de feixe cônico para vários protocolos de exames.

Equipamento	i-CAT (a)			i-CAT (b)			i-CAT (c)			i-CAT (d)		
	FOV (cm)			FOV (cm)			FOV (cm)			FOV (cm)		
	6	8	13	6	8	13	6	8	13	6	8	13
Protocolo	Dose Efetiva (μ Sv) - ICRP 103											
1			82			82			82			76
2		108			104			104			92	
3	36			36			36			32		
4	42			42			42			40		

Os valores de dose efetiva calculados para os quatro diferentes protocolos, apresentados na Tabela 3, estão em concordância com outros autores que utilizaram dosímetros termoluminescentes, TLD, para determinação da dose efetiva [16,17,18]. Com a utilização desta metodologia (uso da planilha *CTDosimetry*) se estabelece uma forma simples, direta e que apenas necessita de medidas dosimétricas obtidas com o uso de câmara de ionização e simulador padrão para determinação da dose efetiva associada a procedimentos em TCFC.

Os valores de dose efetiva obtidos, vide Tabela 3, são baixos quando comparados com aqueles derivados do uso de tomografia convencional para as mesmas aplicações odontológica [16,17,18]. Na Tabela 4, apresentamos um comparativo entre valores de doses efetivas medidos para protocolos de exames odontológicos realizados com tomógrafo convencional e tomógrafo de feixe cônico.

Tabela 4: Comparativo entre os valores de dose efetiva para o equipamento i-CAT e tomografia convencional.

Referencia	Protocolo	E (μ Sv)		Razão E_{TC}/E_{TCFC}	Equivalente em RX Panorâmico
		TC	TCFC		
Loubele <i>et al</i> [17]	Mandíbula	474-541	34	13,9-15,9	
Ludlow [16,19]	Full	534-860	69	7,8-12,5	4

CT – Tomografia Computadorizada Convencional; E – Dose Efetiva.

Notamos claramente a partir dos dados para dose efetiva apresentados nas Tabelas 3 e 4 que há uma vantagem significativa, do ponto de vista dos valores de doses, o uso da TCFC em

relação tomografia convencional. Contudo a TCFC, como poderíamos esperar de uma aquisição volumétrica, apresenta valores de dose superiores às da radiografia panorâmica. Desta maneira, esta técnica não pode ser utilizada como substituta da imagem panorâmica ou adotada de forma indiscriminada como método da radiologia odontológica em situações clínicas onde outra técnica esteja adequada e conduza a exposições inferiores.

4. CONCLUSÃO

Este estudo sugere uma forma prática e direta de estimar valores de dose efetiva para tomografia de feixe cônico em aplicações odontológicas utilizando uma planilha e base de dados de simulação de Monte Carlo comercial, que permite, a avaliação e a comparação de protocolos e equipamentos de modo simples. Diferentemente dos métodos que utilizam TLDs, esta metodologia poderá ser aplicada pelo usuário do equipamento necessitando apenas do conhecimento prévio dos índices \bar{D} e $D_{w,PMMA}$.

Os valores estimados são baixos quando comparados com os valores de doses efetivas geradas a partir de tomografia convencional. Contudo, estes valores são relativamente elevados quando confrontados com os típicos valores de dose efetiva derivados de outras modalidades de exames radiológicos presentes na odontologia. As imagens panorâmicas em odontologia são responsáveis por valores de doses efetivas aproximadamente 4 vezes inferiores aqueles derivados de aquisições volumétricas. Isto torna clara a importância da avaliação e do uso racional de novas tecnologias [9].

-
1. MOZZO, P. et al. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur. Radiol.*, 8:1558-1564, (1998).
 2. ORTH, R. C.; WALLACE, M. J.; KUO, M. D. C-arm Cone-beam CT: General Principles and Technical Considerations for Use in Interventional Radiology. *J Vasc Interv Radiol.*, 19:814-821, (2008).
 3. LENGUAS SILVA, A. L. et al. Tomografía computerizada de haz cónico. Aplicaciones clínicas en odontología; comparación con otras técnicas. *Cient D ent.*, 7:147-159, (2010).
 4. MIRACLE, A. C.; MUKHERJI, S. K. Conebeam CT of the Head and Neck, Part 1: Physical Principles. *Am J Neuroradiol.*, 30:1088-1095, (2009).
 5. EUROPEAN COMMISSION. European guidelines on radiation protection in dental radiology. *Radiation Protection* 136, 120, (2004).
 6. EUROPEAN ATOMIC ENERGY COMMUNITY. *RADIATION PROTECTION: CONE BEAM CT FOR DENTAL AND MAXILLOFACIAL RADIOLOGY SEDENTEX*. [S.l.]. (2009).
 7. ICRP. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. [S.l.], p. 1-332. (2007).
 8. ICRP. *1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection ICRP Publication 60*. [S.l.], p. 1-201. (1990).
 9. REHANI, M. M. Radiation protection in newer imaging technologies. *Rad. Prot. Dosim.*, 139: 357-362, (2010).
 10. IMPACT GROUP. [Impactscan.org/ctdosimetry](http://www.impactscan.org/ctdosimetry) [webpage on the internet], 2008. Disponível em: <<http://www.impactscan.org>>.
 11. JONES, D. G.; SHRIMPTON, P. C. NRPB-SR250: Normalised Organ Doses for X-Ray Computed Tomography Calculated Using Monte Carlo Techniques. [S.l.]: *National Radiological Protection Board National Radiological Protection Board*, (1991).
 12. SAWYER, L. J. et al. Estimation of organ and effective doses resulting from cone beam CT imaging for radiotherapy treatment planning. *Br. J. Radiol.*, 82:577-584, (2009).
 13. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code Of Practice. Technical Reports Series No. 457*. Vienna. (2002).
 14. YU, L. et al. Dose and Image Quality Evaluation of a Dedicated Cone-BeamCT System for High-Contrast Neurologic Applications. *AJR*, 194:W193-W201, (2010).
 15. BRASIL. *Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Portaria nº 453*. Brasília. (1998).
 16. IMAGING SCIENCES INTERNATIONAL. *Manual de Operação: Tomografia Volumétrica de Feixe Cônico e Sistema de Geração de Imagens Odontológicas Panorâmicas*. Hatfield. (2007).

17. LUDLOW, J. B. Dose and risk in dental diagnostic imaging: with emphasis on dosimetry of CBCT. *Korean Journal of Oral and Maxillofacial Radiology*, 39:175-184, (2009).
18. LOUBELE, M. et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol*, 71:461-468, (2009).
19. LUDLOW, J. B.; DAVIES-LUDLOW, L. E.; BROOKS, S. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac. Radiol.*, 35:219–226, (2006).
20. LUDLOW, J. B.; 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*, 106:106-114, (2008).
21. LUDLOW, J. B.; DAVIES-LUDLOW, L. E.; BROOKS, S. L. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofacial Radiology*, 32:229–234, (2003).