



**UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA PÓS-GRADUAÇÃO
EM PROCESSOS INTERATIVOS DOS ORGÃOS E SISTEMAS
MESTRADO**

MARCUS VINÍCIUS LINHARES DE OLIVEIRA

**AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA DE EXAMES DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO EM IMAGENS DA
ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR**

Salvador
2013

MARCUS VINÍCIUS LINHARES DE OLIVEIRA

**AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA DE EXAMES DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO EM IMAGENS DA
ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em
PROCESSOS INTERATIVOS DOS ORGÃOS E
SISTEMAS, INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE,
Universidade Federal da Bahia, como requisito parcial para
obtenção do grau de Mestre.

Orientador: Prof.Dr. Paulo Sérgio Flores Campos
Co-orientadora: Profa. Dra. Fabiana Paim Rosa

Salvador
2013

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

O048a Oliveira, Marcus Vinícius Linhares de
Avaliação dosimétrica de exames de tomografia computadorizada de feixe cônico em imagens da articulação temporomandibular. [manuscrito] / Marcus Vinícius Linhares de Oliveira. – Salvador, 2013. 81f.: il.; 30 cm.

Dissertação (mestrado) – Programa de Pós-graduação em processos interativos dos órgãos e sistemas, Instituto de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Bahia.

“Orientador: Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos”

1. Dosimetria. 2. Tomografia computadorizada de feixe cônico. 3. Diagnóstico por imagem. 4. Radiologia. 5. Odontologia. I. Campos, Paulo Sérgio Flores. II. Universidade Federal da Bahia. III. Título.

CDU: 616.314:615.849

MARCUS VINÍCIUS LINHARES DE OLIVEIRA

**AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA DE EXAMES
DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO
EM IMAGENS DA ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR**

Dissertação apresentada ao Programa de Pesquisa e Pós-Graduação em Processos Interativos de Órgãos e Sistemas, Instituto de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Bahia.

Banca Examinadora

Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos _____
Doutor em Radiologia
Orientador

Prof. Dr. Marcelo Augusto Oliveira de Sales _____
Doutor em Radiologia

Profª. Dra. Iêda Margarida Crusoé Rocha Rebello _____
Doutora em Radiologia

À minha família, por sempre estar ao meu lado, em todas as situações e circunstâncias. A vocês, dedico este trabalho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pelo dom da vida e por me sustentar nos momentos críticos e de dificuldade.

Aos meus pais, Carlos e Cilda, por terem investido naquilo que ninguém jamais poderá roubar: o estudo.

À minha esposa Verana e à minha filha Maria Eduarda, pela compreensão e amor.

Ao professor Roberto Paulo, por sempre nos incentivar e idealizar o acesso à pós-Graduação.

Aos professores Fabiana Paim e Paulo Flores por aceitarem e se disponibilizarem para a concretização deste trabalho.

Ao LMRI-DEN-UFPE, em especial ao meu amigo Marcos Ely, por ter disponibilizado os dosímetros termoluminescentes e demonstrar o significado da palavra amizade.

A meu grande parceiro de trabalho e de estudos, Guillermo Lopez. Obrigado por seu companheirismo e amizade.

De forma especial, agradeço às clínicas *Ibbro*, *Bioface* e *Villas Dental Clinic* por disponibilizarem os tomógrafos.

Ao LAFIR-IFBA, por disponibilizar toda instrumentação dosimétrica e o simulador antropomórfico. Muito obrigado.

A Wilson Batista, pelas discussões e sugestões que me fizeram enxergar a tomografia computadorizada de feixe cônico sob uma nova óptica.

A FOUFBA por disponibilizar o laboratório de TCFC, sem que houvesse restrições ao uso.

“Apega-te à instrução e não a largues; guarda-a, porque ela é a tua vida”
Provérbios 4:13

OLIVEIRA, Marcus Vinícius Linhares de. *Avaliação dosimétrica de exames de tomografia computadorizada de feixe cônico em imagens da articulação temporomandibular*. Salvador, 2013. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2013.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar as doses de radiação a que são submetidos órgãos da cabeça e do pescoço em exames de TCFC da articulação temporomandibular (ATM). O estudo realizou-se com a utilização de um simulador antropomórfico de cabeça e pescoço da aquisição das imagens de um simulador antropomórfico de cabeça e pescoço, fabricado por *Radiation Support Devices (California, USA)* modelo: RS-230, com tecido equivalente e as imagens da ATM foram obtidas com diferentes protocolos de aquisição de aquisição em três equipamentos de tomografia computadorizada de feixe cônico: Kodak 9000, GENDEX GX CB500 e i-CAT Classic. Foram realizadas pré-exposições, chamadas de *scout*, para assegurar se o simulador estava bem posicionado e se a estrutura anatômica da ATM estava coberta pelo campo de visão. As imagens adquiridas foram reconstruídas pelo *software* de cada fabricante e, posteriormente, foram analisadas quanto à obtenção completa da área de interesse deste estudo. As imagens foram visualizadas através do *software* ONIS versão 2.4 O estudo dosimétrico realizou-se a partir de cinquenta e sete pares de dosímetros termoluminescentes TLD-100 (LiF:Mg,Ti), colocados na superfície dos olhos, parótidas, submandibulares e tireoide. Os TLDs foram expostos duas vezes para maior confiabilidade das leituras de dose de radiação obtidas nos tomógrafos de feixe cônico. Após a realização das leituras os valores encontrados foram subtraídos dos valores das leituras referentes a radiação de fundo. Foi calculada o Kerma médio nos órgãos (KMO) através da média das doses do lado esquerdo e direito e comparada com os protocolos que cada serviço de radiodiagnóstico considera como padrão na avaliação da ATM nos três equipamentos. O produto kerma área também foi utilizado para comparação entre os tomógrafos e os protocolos. Os resultados indicaram que o kerma médio na superfície dos órgãos estão entre 2,98 mGy e 3,68 mGy nos olhos; 0,27 mGy a 2,78 mGy para parótidas; 0,024 mGy a 0,24 mGy nas submandibulares; 0,01mGy e 0,08 mGy para a tireoide. Os índices de P_{KA} apresentaram-se entre 351,2 mGy.cm² e 718,2 mGy.cm². Concluiu-se que a elevação dos fatores de exposição, bem como a altura do FOV tem reflexo no aumento das doses e que os órgãos mais irradiados são os cristalinos e as parótidas.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada de feixe cônico. Dosimetria. Articulação temporomandibular. Dosimetria termoluminescente.

OLIVEIRA, Marcus Vinícius Linhares de. *Dosimetric assessment of Cone beam computed tomography images of temporalmandibular joint* . Salvador2013. Theses (Master's Degree) - Instituto de Ciências da Saúde, Federal University of the Bahia, Salvador, 2013.

ABSTRACT

The aim of this work was to evaluate the radiation doses in the head and neck submitted in CBCT scans. The study was carried out through the acquisition of images of an anthropomorphic phantom of head and neck, manufactured by Radiation Support Devices , model : RS -230 , with tissue equivalent. The images were obtained in three CBCT equipments: Kodak 9000, GENDEX GX CB500 and i-CAT classic. Pre - exposures were performed, called scout, to ensure that the simulator was well positioned and the anatomical structure of the ATM was covered by the field of view . The acquired images were reconstructed by each manufacturer software and then were analyzed for obtaining the complete area of interest of this study . The images were viewed through ONIS software version 2.4. The dosimetric study was carried out by use of fifty- seven pairs of dosimeters TLD- 100 (LiF : Mg , Ti) , placed on the surface of the eye, parotid , submandibular and thyroid . The TLDs were exposed twice to greater reliability of the readings of radiation dose obtained in cone beam CT scanners . After doing the readings the values were subtracted from the values of readings relating to background radiation. The average of Kerma on the organs (AKO) were calculated by averaging the doses of the left and right side and compared with the protocols that each service radiology considers as standard in the evaluation of the three ATM equipment . The air kerma area product was also used for comparison between scanners and protocols . The results showed that the average surface kerma are between 2.98 mGy and 3.68 mGy on the eyes, 0.27 mGy to 2.78 mGy for parotid , 0.024 mGy to 0.24 mGy on the submandibular, 0.01 mGy and 0.08 mGy for the thyroid. The indices of P_{KA} presented between 351.2 mGy.cm² and 718.2 mGy.cm². It was concluded that the increase in exposure factors, as well as the height of the FOV is reflected in increasing doses and the most irradiated organs are the crystalline and the parotid.

Keywords : Cone Beam Computed Tomography ; Dosimetry ; Temporomandibular Joint ; thermoluminescentdosimetry

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Representação anatômica da ATM em condições normais, demonstrando a relação entre côndilo mandibular, fossa glenoide e eminência articular	21
Figura 2	Configuração do equipamento de tomografia computadorizada de feixe em leque	25
Figura 3	Comparação entre a geometria do feixe dos tomógrafos helicoidais (apenas uma fileira de detectores) e multi-slice (várias fileiras de detectores)	26
Figura 4	Comparação entre a geometria do feixe dos tomógrafos helicoidais (apenas uma fileira de detectores) e multi-slice (várias fileiras de detectores)	27
Figura 5	Geometria do feixe de raios X utilizados nos equipamentos de tomografia de feixe cônico e tomografia de feixe em leque	28
Figura 6	Configuração do equipamento de tomografia computadorizada de feixe cônico	29
Figura 7	Comparação entre o voxel isotrópico do equipamento de feixe cônico e o voxel do tomógrafo de feixe em leque	30
Figura 8	Tomógrafo de feixe cônico KODAK 9000 3D utilizado nas avaliações	43
Figura 9	Tomógrafo de feixe cônico Gendex CB-500 utilizado nas avaliações	44
Figura 10	Tomógrafo de feixe cônico i-CAT utilizado nas avaliações	44
Figura 11	Posição dos TLDs na superfície dos órgãos expostos durante o exame da ATM nos equipamentos de TCFC utilizados	46
Figura 12	Leitora de TLDs Victoreen 2800 utilizada	47
Figura 13	Medidor de P_K utilizado para realização das avaliações dosimétricas do produto-kerma área	48
Figura 14	Multimedidor colocado na superfície do detector dos equipamentos de TCFC utilizados	48
Gráfico 1	Doses de radiação nos órgãos para a ATM direita do simulador antropomórfico utilizando-se o equipamento KODAK 9000 3D	51
Gráfico 2	Doses de radiação nos órgãos para as duas ATMs do simulador antropomórfico utilizando-se o equipamento KODAK 9000 3D	52
Figura 15	Reconstrução de imagens nos planos sagital, coronal e axial da ATM direita do simulador antropomórfico com as tensões a) 60 kV, b) 70kV e c) 80kV no equipamento Kodak 9000 3D utilizado	52
Gráfico 3	Doses de radiação nos órgãos para as duas ATMs do simulador antropomórfico utilizando-se o equipamento Gendex CB-500	53
Figura 16	Imagens com o protocolo 01 (140 mm x 85 mm) no equipamento Gendex CB-500 utilizado	54
Figura 17	Imagens com o protocolo 02 (140 mm x 60 mm) no equipamento Gendex CB-500 utilizado	54

Figura 18	Imagens com o protocolo 03 (85 mm x 71 mm) no equipamento Gendex CB-500 utilizado	55
Gráfico 4	Doses de radiação nos órgãos para as duas ATMs do simulador antropomórfico utilizando-se o equipamento i-CAT	55
Figura 19	Imagens com o protocolo 01 (160 mm x 60 mm) no equipamento i-CAT utilizado	56
Figura 20	Imagens com o protocolo 02 (160 mm x 80 mm) no equipamento i-CAT utilizado.....	57
Gráfico 5	Comparação entre as doses médias de radiação nos órgãos para o protocolo padrão dos três equipamentos de TCFC utilizados	58

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Fatores de ponderação da radiação(a), (wR)	33
Tabela 2	Fatores de ponderação para órgãos ou tecidos para o cálculo da dose efetiva - IPRP 60 e ICRP 103	34
Tabela 3	Protocolos utilizados na realização dos exames da ATM para cada fabricante	45
Tabela 4	Características do feixe de raios X nos três equipamentos de TCFC utilizados	50
Tabela 5	Medidas do Pka relacionadas com os protocolos dos três equipamentos de TCFC utilizados	59

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ATM	Articulação temporomandibular
$C_{ar,100}$	Índice de kerma no ar em tomografia computadorizada
CCD	<i>Charge Coupled Device</i>
$CTDI_w$	Índice ponderado de dose em tomografia computadorizada
C_{vol}	Índice volumétrico de kerma ar em tomografia computadorizada
C_w	Índice ponderado de kerma no ar em tomografia computadorizada
DAP	<i>Dose Area Product</i>
DLP	<i>Dose Lenght Product</i>
DTM	Disfunção da articulação temporomandibular
FOV	<i>Field of View</i>
HPA	Health Protection Agency
HVL	<i>Half value layer</i> (camada semirredutora)
ICRP	<i>International Commission of Radiological Protection</i>
IRSN	<i>Institute de Radioprotection et Sûarté Nucléaire</i>
KERMA	<i>Kinect energy released in matter</i>
KMO	Kerma médio no órgão
mGy	Miligray
Pixel	<i>Picture element</i>
P_{KA}	Produto kerma-área no ar
$P_{KL,TC}$	Dose de radiação pelo comprimento em tomografia computadorizada
RM	Ressonância magnética
TC	Tomografia computadorizada
TCFC	Tomografia computadorizada de feixe cônico
TCFL	Tomografia computadorizada de feixe em leque
TCMD	Tomografia computadorizada multidetector
TCMS	Tomografia computadorizada <i>multislice</i>
TLD	Dosímetro termoluminescente
Voxel	<i>Volume element</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	16
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	20
2.1	EXAMES DE IMAGEM DA ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR.....	21
2.2	RADIOGRAFIA CONVENCIONAL (TRANSCRANIANA).....	23
2.3	IMAGEM POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.....	24
2.4	TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA FEIXE CÔNICO.....	28
2.4.1	Proteção Radiológica em TCFC.....	31
2.4.2	Grandezas dosimétricas.....	33
2.4.2.1	Dose média absorvida em um órgão ou tecido (D_t).....	33
2.4.2.2	Dose equivalente em um órgão ou tecido (HT).....	33
2.4.2.3	Dose efetiva.....	34
2.4.2.4	Produto kerma área.....	35
2.4.2.5	Dosimetria em tomografia computadorizada de feixe em leque.....	35
2.4.2.6	Dosimetria em tomografia computadorizada de feixe cônico.....	37
3	OBJETIVOS.....	40
3.1	OBJETIVO GERAL.....	41
3.2	OBJETIVO ESPECIFICO.....	41
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	42
4.1	AQUISIÇÃO DA IMAGEM.....	43
4.2	MEDIDAS DOSIMÉTRICAS.....	46
5	RESULTADOS.....	49
6	DISCUSSÃO.....	60
7	CONCLUSÃO.....	70
	REFERÊNCIAS.....	72

ANEXO – A (Certificados de calibração).....	81
--	-----------

1 INTRODUÇÃO

As disfunções da articulação temporomandibular (DTM) são desordens que afetam as estruturas acessórias e os músculos mastigatórios da articulação temporomandibular (ATM), acometendo aproximadamente 33% da população (PALCONET, 2010). Estas disfunções geralmente estão associadas a dores de ouvido, crepitação durante a mordida e outros desconfortos. Para tratamento e alívio, a minoria dos pacientes busca o auxílio do dentista e do cirurgião bucomaxilofacial, os quais, por meio de exame clínico, verificam o estado da articulação analisando audição de estalos, diminuição dos movimentos de abertura da boca além de dor durante a palpação, o que permite avaliar o estado dessa estrutura anatômica e relacioná-la com malformações congênitas da mandíbula, doenças inflamatórias, artrites e deslocamento do disco (BADIM J.; BADIM J. M., 2002; RAO, 1995).

Os critérios de avaliação foram estabelecidos em 1992, pelo *Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders* (RDC/TMD) com isto, as condições que afetam a ATM e os músculos mastigatórios foram classificados em três grupos: Grupo I: Disfunções musculares; Grupo II: Deslocamentos do disco e Grupo III: Atralgia, artrite e artrose (DWORKIN, LERESCHE, 1992).

Segundo a literatura disponível, essa avaliação por si só não é confiável, não somente por fornecer limitações nas informações da articulação como pela heterogeneidade de sua estrutura anatômica, fazendo-se necessário complementar as informações com a utilização de exames de imagem (BROOKS et al., 1997; EMSHOFF; RUDISCH, 2001). Os métodos de imagem disponíveis vão da simples radiografia convencional a exames mais complexos, como a tomografia computadorizada e a ressonância magnética. (LARHEIM; WESTESSON, 2006) As técnicas convencionais, que fornecem imagens em duas dimensões (panorâmica, cefalométrica e transcraniana) permitem maior facilidade de realização e baixo custo, além de fornecerem menores doses de radiação ao paciente. Entretanto, seu uso é restrito a visualizações de alterações ósseas e está sujeito a sobreposições ósseas.

Na última década, as imagens em três dimensões têm se tornado uma tendência por permitir a aquisição de informações que auxiliam tanto o diagnóstico da região dentomaxilofacial quanto o planejamento cirúrgico. (LOUBELE M. et al., 2009) A tomografia computadorizada (TC) tem sido um instrumento valioso para detecção de alterações ósseas da articulação temporomandibular por fornecer maior sensibilidade e especificidade quando comparada com a ressonância magnética (RM). (BARGHAN et al., 2012; PALCONET et al., 2010)

A depender da geometria do feixe de raios X, há dois tipos de TC: a tomografia computadorizada de feixe em leque (*fanbeam*) e a tomografia computadorizada de feixe

cônico (*cone beam*). A tomografia computadorizada de feixe em leque (TCFL) está associada a protocolos com altas doses de radiação, mesmo com a introdução da tecnologia *multislice*. (LOUBELE, M. et al., 2009) O tomógrafo de feixe cônico (TCFC) foi desenvolvido para adquirir imagens de estruturas dento alveolares com uma dose de radiação menor do que a tomografia convencional e permitir a avaliação das estruturas dentofaciais nas três dimensões. Desse modo, a TCFC tem sido extensamente aplicada nos campos de endodontia, cirurgia oral, medicina oral e ortodontia, destacando-se por oferecer baixo custo, apresentar tamanho reduzido do equipamento em comparação com o da TCFL, ser de fácil operação e proporcionar aquisições relativamente rápidas além de baixas doses de radiação. (BALLRICK, 2008; LARHEIM, 2006; SCARFE, 2006)

Desde a sua introdução como modalidade de diagnóstico, a solicitação de exames de tomografia tem aumentado, o que acarreta um número crescente de pessoas expostas aos efeitos biológicos ocasionados pela radiação X. Na literatura, encontram-se estudos que evidenciam o aumento significativo do risco de câncer relacionado com o uso de tomografias. Cerca de 1,5% a 2,0% de todos os cânceres nos Estados Unidos podem ser atribuídos à radiação proveniente de exames de tomografia computadorizada. (BRENNER; HAAL, 2007)

Apesar de a dose de radiação da TCFC ser relativamente menor que a da TCFL, os valores de dose ainda são considerados altos quando comparados com outras formas de obtenção de imagem em Odontologia. Alguns autores relatam que a dose absorvida durante a utilização da TCFC é 3-7 vezes maior que a da radiografia panorâmica mas 40% menor que a da TCFL. (BRUSCATO et al., 2007; LUDLOW et al., 2006; SILVA et al., 2008).

O guia de proteção radiológica para TCFC desenvolvido pelo projeto *Sefaty and Efficacy of a New Emerging Dental X-Ray* (SEDENTEXCT), com vistas a estabelecer cuidados para a justificativa e o uso racional das indicações de radiologia dental e maxilofacial, apresenta critérios relacionados com a possibilidade de diagnóstico e o método de imagem disponível. No que concerne às indicações voltadas para a articulação temporomandibular, sugere que casos de osteoartrose e artrite reumatoide podem ser detectados por meio de radiografias convencionais ou TCFC, porém, para que esta última seja aplicada, deve ser ponderado pelo clínico se as informações obtidas poderão alterar a estratégia de tratamento.

As radiografias fornecem doses extremamente baixas comparadas com outras modalidades de imagem, porém possuem fatores limitantes para avaliação da ATM, devido ao grande número de sobreposições de estruturas, dificuldade na repetição do posicionamento

correto do paciente e as distorções na imagem causadas geralmente pelas angulações do tubo de raios X (SEDENTEXT, 2011; ISBERG, 2005).

Visando a execução do método de imagem aplicável para alterações ósseas da articulação tempomandibular e baseando-se nos critérios da proteção radiológica, é imperativo o conhecimento dos valores das doses de radiação aos quais estão sendo submetidos os pacientes que realizam exames de tomografia de feixe cônico. Além disso, a falta de uniformidade na configuração dos equipamentos de TCFC, que apresentam faixas de tensões distintas, campos de visão variáveis e mesmo equipamentos que fornecem giro de 180°, 210° e 360°.

O *“European Guidelines on Radiation Protection in Dental Radiology”* (EC, 2004), recomenda a qualidade da imagem e as doses de referência em radiologia odontológica, porém este guia não cobre a TCFC, desta forma, levando em consideração que não há níveis de referência descritos na literatura para este tipo de exame e atualmente a comunidade internacional tem revisado os limites de dose de radiação para determinados órgãos sensíveis a radiação, como é o caso do cristalino.

Desta forma, a otimização das práticas e a evidência dos parâmetros que forneçam a menores doses de radiação e o conhecimento dos índices de doses que órgãos estão sendo expostos são fundamentais para redução dos riscos do surgimento de efeitos biológicos. Face ao exposto este trabalho tem por finalidade avaliar as doses que os órgãos da cabeça e pescoço estão submetidos em diferentes equipamentos de TCFC.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 EXAMES DE IMAGEM DA ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR

A articulação temporomandibular (ATM) é um tipo de articulação sinovial formada pelo côndilo mandibular, pela fossa glenoide e pela eminência articular do osso temporal. (FIGURA 1) É considerada uma das mais complexas estruturas do corpo humano e tem a função de auxiliar a mastigação e a fala (RAO, 1995; GEDRANGE et al., 2012). A ATM diferencia-se das outras articulações sinoviais compostas por osso, disco, cápsula fibrosa, fluido sinovial, membrana, ligamentos e recobertas por tecido cartilaginoso, por possuir uma camada de fibrocartilagem que cobre a superfície óssea articular em vez da cartilagem hialina. O movimento dessa articulação é guiado não só pelo formato dos ossos, músculos e ligamentos, mas também pela oclusão dos dentes, uma vez que ambas as articulações são unidas por um único osso e não podem ser movidas independentemente uma da outra. (ALOMAR et al., 2007)

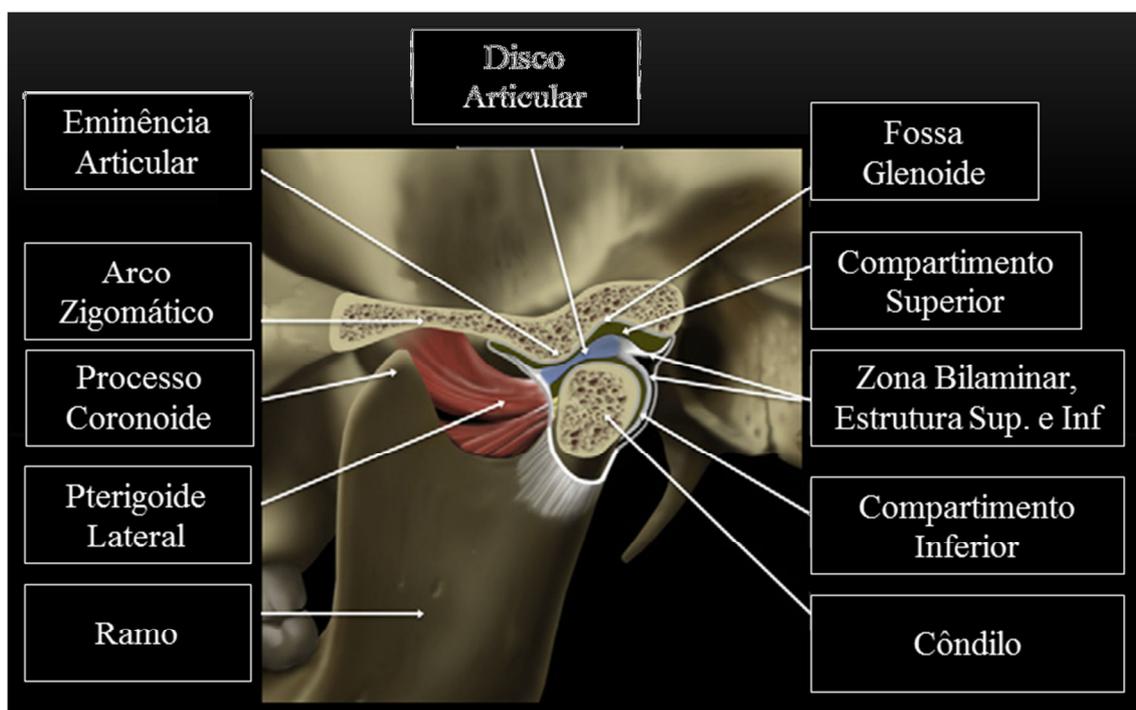


Figura 1- Representação anatômica da ATM em condições normais, demonstrando a relação entre côndilo mandibular, fossa glenoide e eminência articular

Fonte: Aiken, Bouloux e Hudgins (2012, p. 398).

O disco articular é uma estrutura fibrocartilaginosa bicôncava localizada entre o côndilo da mandíbula e o componente articular do osso temporal, caracterizando-se como a mais importante estrutura anatômica da ATM. Quando o disco está desgastado e situa-se em uma posição anormal ou não se adapta à localização correta da ATM mediante os movimentos provocados pelas forças mecânicas, ocorre a osteoartrose, também conhecida

como doença articular degenerativa, decorrente de uma sobrecarga da ATM por sua funcionalidade estar alterada (MERCURI, 2008; KRISJANE et al., 2012). Essa degeneração está associada não só à perfuração do disco, mas também a sinais clássicos, inclusive formação de osteófito, cisto subcondral e erosão da cartilagem articular. (WESSELY; YOUNG, 2008). A osteoartrose é uma das formas mais comuns das disfunções temporomandibulares, e há várias opções de avaliação das estruturas ósseas a ela associadas, pois o estado em que se encontram pode informar as condições de remodelamento, as mudanças degenerativas do osso e suas alterações em quantidade e qualidade (KRISJANE et al., 2012).

Tradicionalmente, as várias modalidades de exames de imagem, como a radiografia panorâmica, a radiografia convencional e a tomografia computadorizada, são usadas para avaliação de alterações dos componentes ósseos da articulação, enquanto a ressonância magnética (RM) é útil na avaliação das partes moles. (BARGHAN; TETRADIS; MALLYA, 2012)

Para avaliar a integridade das estruturas e a suspeita de lesões, assim como para confirmar o grau de extensão de uma patologia já conhecida utilizam-se os exames de imagem. A correlação entre as imagens e os achados clínicos tem levado a um melhor entendimento da fisiopatologia das disfunções tempormandibulares, porém as técnicas de imagem não são igualmente eficazes para as variadas condições que afetam a ATM. Para detecção das alterações ósseas, a radiografia panorâmica, por exemplo, é de pouca confiança, ao contrário da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) e da tomografia computadorizada de feixe em leque (TCFL), que apresentam grandes vantagens por permitirem a visualização de componentes ósseos nos três planos do espaço e apresentarem excelente visualização das alterações ósseas (LIBRIZZI et al., 2011).

Frequentemente, têm sido utilizadas a TC e a RM para avaliação da ATM, tendo a RM a vantagem de permitir a avaliação não só dos componentes ósseos mas também das partes moles. Entretanto, existem algumas desvantagens em sua indicação, como o longo tempo de exame e a restrição da acessibilidade ao equipamento. (TSIKLAKIS; SYRIOPOULOS; STAMATAKIS, 2004).

Para escolha do método correto, deve-se levar em consideração o custo, a dose de radiação e a real influência na acurácia do diagnóstico. Para tanto, a *American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology* (AAOMR) estabeleceu diretrizes para a prática em exames de imagem, como forma de auxiliar os dentistas e outros profissionais da saúde, sugerindo a

melhor técnica de imagem para ser utilizada na avaliação da ATM, porém não relata o uso de TCFC. (BROOKS et al., 1997; GIL et al., 2012)

Diante da limitação das informações oferecidas no exame clínico para avaliação da condição da ATM, os exames de imagem só devem ser solicitados após a avaliação clínica e quando se tornem realmente necessários para conclusão do diagnóstico (PETERSSON, 2010)

A literatura apresenta um leque de modalidades de diagnóstico por imagem relacionadas com as patologias da ATM, e recomenda os necessários cuidados com os níveis de dose de radiação empregadas na radiologia odontológica.

2.2 RADIOGRAFIA CONVENCIONAL (TRANSCRANIANA)

A radiografia convencional permite o estudo de possíveis distúrbios da ATM de forma precisa a partir da avaliação dos componentes ósseos, apresenta baixo custo e é de fácil acesso. Dessa forma, é bastante solicitada quando se suspeita de disfunções intra-articulares e, principalmente, para permitir visualizar a relação entre a posição do côndilo e da fossa glenoide. (ROBERTS et al., 1984; MELCHIORRE et al., 2003). A radiografia convencional fornece imagens com superposição dos tecidos adjacentes e das estruturas ósseas, o que dificulta a interpretação na maioria dos casos. (KRISJANE et al., 2012) Ao longo do tempo, muitas técnicas foram desenvolvidas com a intenção de reduzir o fator limitante das sobreposições ósseas, que compromete a avaliação da imagem e a interpretação radiográfica. Dentre as que possibilitam o estudo da ATM, são citadas as técnicas transcranianas com os métodos de Updegrave, de Gillis, de Schuller e de Law modificado. (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2006; FREITAS, 2004; WHITES, 2009; HAITER NETO, 2000)

Por ser uma das regiões mais difíceis de serem estudadas radiograficamente, observam-se, à luz da literatura, diversas técnicas radiográficas utilizadas com o fim de visualizar a anatomia complexa dessa região, utilizando-se angulações variadas do tubo de raios X e modificações no posicionamento do crânio do paciente. (OMNELL; PETERSSON, 1976; WHAITES, 2009). No entanto, estas variações nas angulações do feixe de raios X dificulta a precisão do diagnóstico, pois, como produto dessas alterações, as imagens transcranianas apresentam, geralmente, o côndilo mandibular um pouco divergente da sua morfologia real. Além disso, Haiter Neto (2000) acrescenta a limitação de ser obtido apenas o terço lateral dos componentes temporais e do côndilo mandibular, o que pode fornecer um falso negativo, por esconder lesões iniciais ou avançadas nos terços restantes. (ISBERG,

2005). Aponta-se também o fator limitante de não permitir a visualização do disco articular. (BROOKS et al., 1997)

Segundo Roberts (1984), as doses de radiação das técnicas transcranianas são consideradas baixas, porém devem ser levados em conta os fatores cumulativos relacionados com o risco e os benefícios. No estudo de Brooks e Lanzetta (1985), foi avaliada a dose absorvida em quatro técnicas radiografias da ATM, com uso de um simulador antropomórfico com tecido equivalente, com a utilização de dosímetros termiluminescentes (TLDs). Os valores mais altos foram encontrados na superfície de entrada do feixe, sendo a glândula pituitária, a medula óssea e as glândulas parótidas os órgãos em que uma maior dose foi absorvida para cada técnica específica, valores esses considerados baixos em confronto com outras modalidades como a tomografia computadorizada.

Hoje em dia, têm sido largamente utilizados os sistemas de radiografias digitais, seja por placas fotoestimuladas ou sistemas CCD (*Charge Couple Device*), que apresentam grandes vantagens se comparados ao sistema convencional, principalmente pela redução nas doses de radiação absorvidas pelo paciente e pela capacidade de manipular a escala de contraste e brilho da imagem radiográfica (BRENNAN, 2002).

2.3 IMAGEM POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Em 1972, o engenheiro inglês Godfrey N. Hounsfield, financiado pela EMI Ltda., apresentou seu primeiro equipamento de tomografia, que dispunha de um tubo de raios X com feixe bastante colimado, oposto a um detector gasoso do tipo Geiger-Müller (apud BUZUG, 2008). Como a tomografia tem por base a projeção de cortes em diferentes ângulos, para que as imagens sejam corretamente formadas são necessários métodos matemáticos de reconstrução de imagens. Hounsfield utilizou um método criado por Allan McLeod Cormack, pelo que esses dois inventores da tomografia computadorizada axial transversa, como era anteriormente denominada, foram agraciados com o Prêmio Nobel de Medicina em 1979.

Os primeiros equipamentos de TC realizavam o giro do tubo de raios X (emitindo feixes de raios X em vários ângulos) juntamente com o detector em volta do paciente (FIGURA 2).

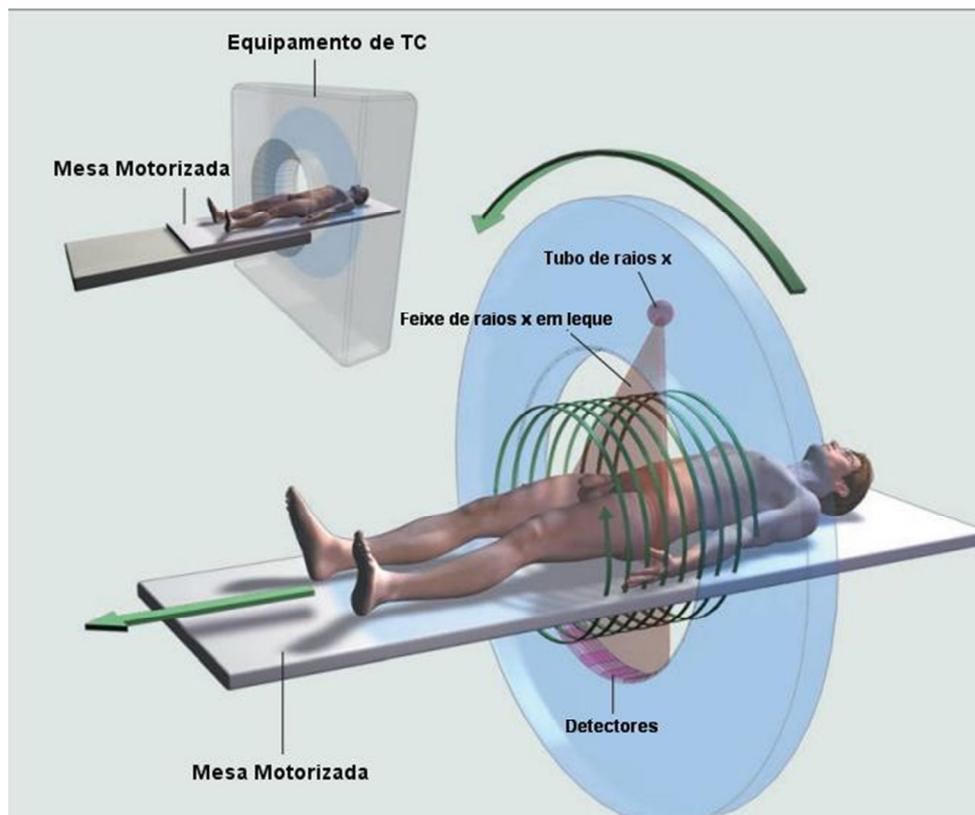


Figura 2- Configuração do equipamento de tomografia computadorizada de feixe em leque
 Fonte: Brenner, Hall e Phil (2007, p. 2279).

Isso possibilitou o surgimento dos equipamentos de terceira geração, que forneciam a representação da anatomia do corpo humano pelo processo de aquisição de uma fatia seguida de outra (2D), sendo esse o princípio aplicado até os dias atuais (KALENDER, 2006).

Segundo Iniewski (2009), o tomógrafo realiza várias medidas de atenuações a partir dessas fatias finas do corpo. Após a aquisição dessas informações, o sistema computacional utiliza esses dados para a reconstrução digital de cada secção, representando-se as atenuações médias de todo o volume irradiado através dos *pixels*. (FIGURA 3)

A aquisição dos dados por esse equipamento envolve quatro gerações relacionadas com a geometria de aquisição. A primeira geração, que utilizava um feixe de raios X em forma de lápis e necessitava de translação e rotação tanto do tubo quanto do único detector. A segunda, que introduziu um feixe estritamente colimado em forma de leque e um arranjo único de detectores. A terceira geração, que possuía um arranjo de detectores formando uma única fileira dispostos em arco, com o feixe de raios X em leque. Finalmente, os de quarta geração, em que houve a mudança na disposição dos detectores que, em vez de estarem

dispostos em um hemiarco, passaram a formar um círculo completo de 360°, com a mesma geometria de feixe dos da segunda e terceira geração (MIRACLE; MUKHERJI, 2009)

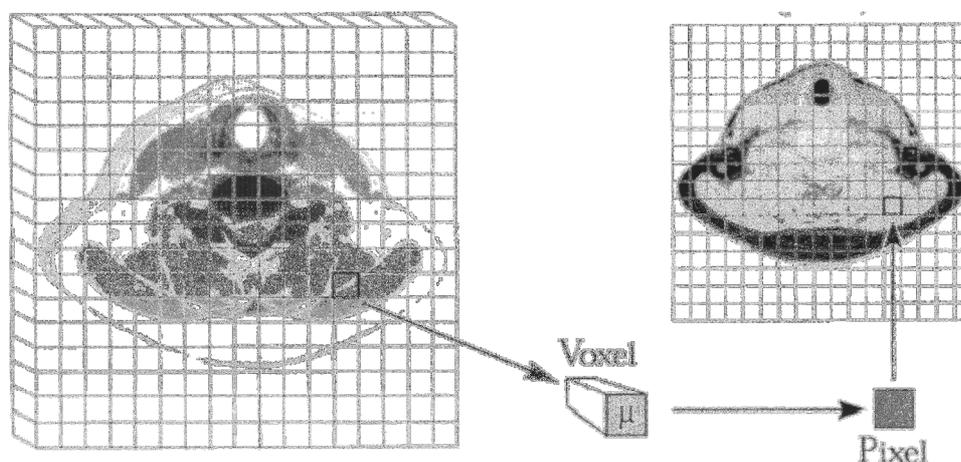


Figura 3- Representação digital da seção adquirida durante o exame de TC, na qual a média da atenuação (μ) do tecido fornecido pelo *voxel* é expressa por uma imagem bidimensional pelo *pixel*

Fonte: Wolbrast (1999, p. 104).

Kalender e outros pesquisadores (1990) introduziram uma grande revolução no campo da tomografia que permitiu a aquisição volumétrica dos dados do paciente. O equipamento não realiza um corte, pois, como a mesa se desloca e segue para o corte seguinte, adquire os dados continuamente por meio do giro do tubo de raios X concomitante ao deslocamento da mesa, ou seja, não há mais espaços não irradiados entre os cortes. Isso se deve ao desenvolvimento da tecnologia *slip-ring* (“anéis deslizantes”), que permitiu a alimentação elétrica do conjunto tubo de raios X e detector, sem que fosse necessária a torção dos cabos elétricos. Esses equipamentos foram denominados tomógrafos espirais ou, mais comumente, helicoidais, e possibilitaram exames mais rápidos e sem a perda de informações anatômicas que ocorriam nos equipamentos sequenciais (REISER et al., 2009).

A busca de cobertura de um maior volume em tempos mais curtos e ao aperfeiçoamento na resolução espacial no eixo z, levou ao desenvolvimento da tecnologia de um arranjo de múltiplos detectores, a tecnologia *multi-slice*, também conhecida como tomografia computadorizada multidetector (TCMD). Os tomógrafos computadorizados *multi-slice* (TCMS), ou multicortes, são capazes de obter duas ou mais fatias durante um giro do tubo de raios X (FIGURA 4).

A evolução do número de detectores iniciou-se em 1998, com a introdução dos equipamentos que realizavam quatro cortes; em 2000, surgiram os de oito fileiras de detectores; pouco tempo depois, os de 16 fileiras; em 2004, os de 64 cortes; finalmente, em

2007, a Philips e a Toshiba desenvolveram equipamentos que obtêm, respectivamente, 256 e 320 cortes por rotação, o que possibilitou a redução da espessura das fatias com representação mais precisa das estruturas anatômicas, bem como a redução no tempo de exame. (REISER et al., 2009; MAHESH, 2002)

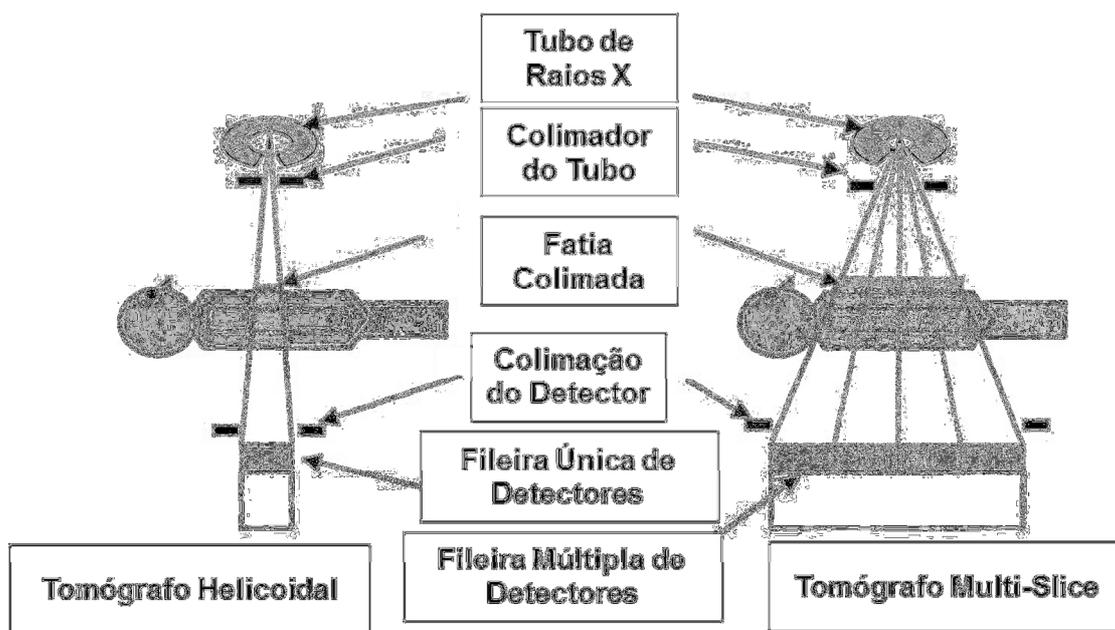


Figura 4- Comparação entre a geometria do feixe dos tomógrafos helicoidais (apenas uma fileira de detectores) e *multi-slice* (várias fileiras de detectores)
 Fonte: Mahesh (2002, p. 958).

O desenvolvimento e o avanço tecnológico dessa técnica possibilitaram a avaliação tridimensional das estruturas craniofaciais, além de contribuírem de modo significativo para o diagnóstico de cabeça e pescoço (LIANG et al., 2010). A TC pode ser utilizada em Odontologia para diagnóstico de tumores, para estudo das glândulas salivares, colocação de implantes e avaliação da articulação temporomandibular (HASHIMOTO et al., 2003), a que se pode acrescentar sua indicação para casos de anquiloses, artrites e doenças do desenvolvimento (PIMENTEL et al., 2008).

O uso da TC tem sido uma ferramenta indispensável na rotina do diagnóstico maxilofacial por muitos anos e ainda é considerada padrão ouro em casos de traumatismos maxilofaciais. (TSIKLAKIS; SYRIOPOULOS; STAMATAKIS, 2004; LENGUAS SILVA, 2010). No entanto, seu alto custo, as elevadas doses de radiação, a necessidade de grande espaço físico para instalação do equipamento e a baixa resolução vertical tornam a TCFL de uso limitado na Odontologia. (SILVA et al., 2008)

2.4 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA FEIXE CÔNICO

Com vistas a minimizar as limitações da tomografia computadorizada de feixe em leque, Mozzo e colaboradores (1998) apresentaram os resultados preliminares de um “novo aparelho de TC volumétrica para imagens odontológicas, baseado na técnica do feixe em forma de cone (*cone-beam technique*)” batizado como NewTom-9000, que permitia o estudo da imagem da região dentomaxilofacial acarretando menores doses de radiação para o paciente do que a TCFL, além de imagens de alta qualidade e baixo custo de aquisição.

O primeiro equipamento de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) foi criado em 1982, embora esse protótipo tivesse sido desenvolvido para aplicações angiográficas e radioterápicas. A disponibilização do equipamento de maneira comercial atrasou seu uso pela Odontologia em cerca de uma década, em vista da necessidade de aperfeiçoamento da tecnologia dos detectores planos e de aumento do seu poder computacional (MIRACLE; MUKHERJI, 2009).

A comparação entre a TCFC e a TCFL vai além do custo, dos níveis de dose de radiação e do espaço físico necessário ao equipamento. Um dos fatores primordiais da TCFC é a geometria do feixe em formato piramidal ou cônico, em vez de um feixe colimado em forma de leque, usado nos tomógrafos espirais, como ilustra a Figura 5.

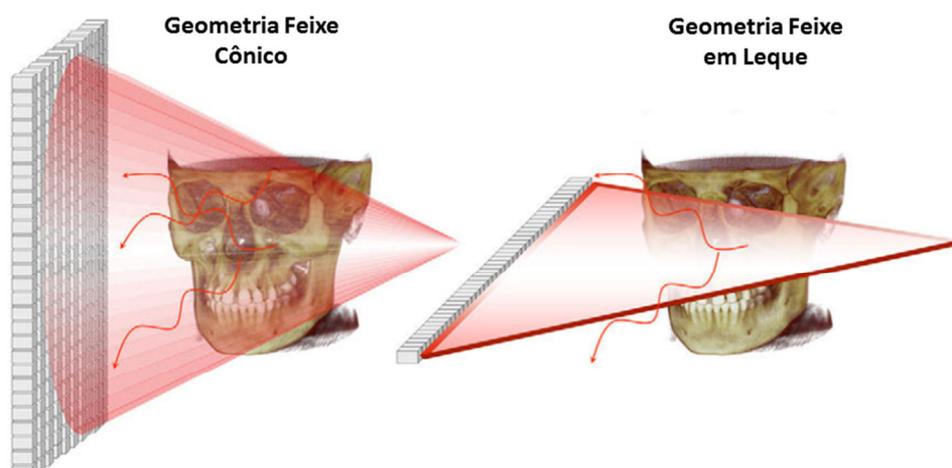


Figura 5- Geometria do feixe de raios X utilizados nos equipamentos de tomografia de feixe cônico e tomografia de feixe em leque

Fonte: Scarfe e Farman (2008, p. 709).

A imagem da TCFC é formada por um único giro do *gantry* de 180° ou 360° (a depender do fabricante), em que, sincronizadamente, o conjunto constituído de tubo de raios

X e detector se move em volta da cabeça do paciente (FIGURA 6). A partir desse giro, são obtidas múltiplas projeções bidimensionais em ângulos diferentes e enviadas ao computador, contendo toda a informação necessária para compor a matriz da imagem em três dimensões (3D). Após a coleta da imagem, o paciente pode ser liberado, visto que toda a informação necessária para gerar as imagens de interesse está contida na imagem matriz. Os cortes nos três planos do espaço e até mesmo no plano oblíquo ou curvado, pelo processo comum de reconstrução multiplanar (MPR, *multi-planar reconstruction*), podem, então, ser obtidos a partir dessa imagem tridimensional. Os algoritmos do *software* são aplicados para que as informações projetadas forneçam os dados volumétricos compostos pelos elementos de imagem em forma de cubo (*voxel*). Dessa forma, os dados da TCFC são passíveis de reconstrução em volume, em vez de em fatia, fornecendo a informação em 3D. (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC,2006)

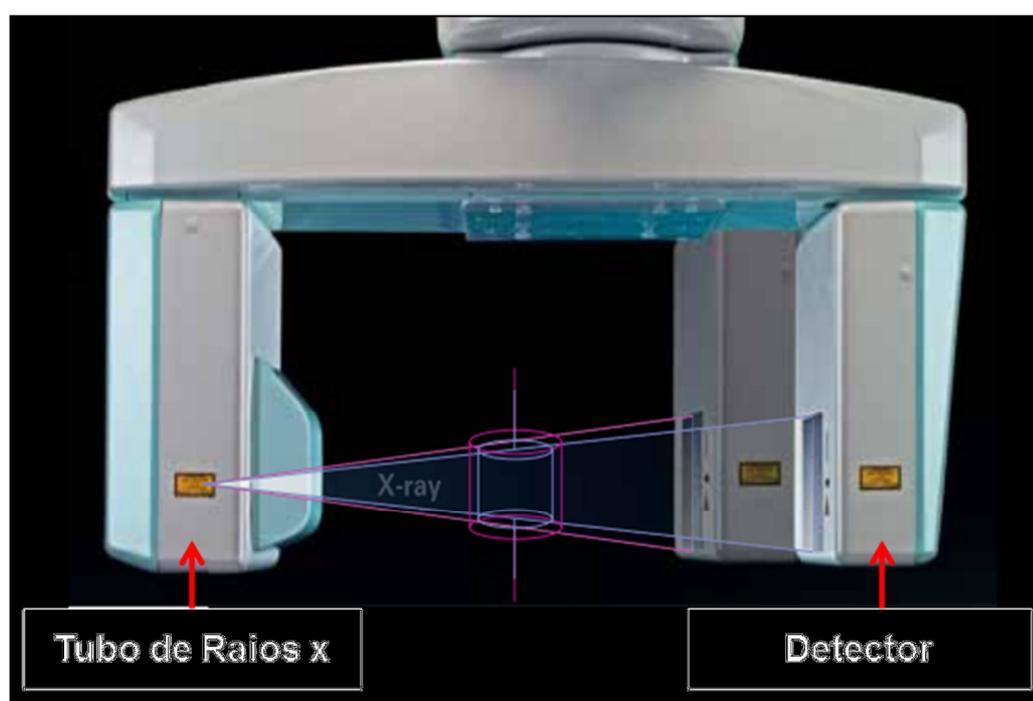


Figura 6- Configuração do equipamento de tomografia computadorizada de feixe cônico
Fonte: Morita (2009, p. 7).

A TCFC destaca-se também por possuir o *voxel* isotrópico, ou seja, todos os lados possuem a mesma dimensão, o que irá refletir-se diretamente na resolução espacial.¹ Essa isotropia permite uma melhor resolução nas imagens, tornando as medidas geometricamente

¹A resolução espacial é a habilidade do sistema de imagem definir objetos pequenos de maneira distinta.

mais precisas em qualquer plano de corte. Ao contrário da isotropia, há, nos sistemas de tomografia multidetector, os *voxels* anisotrópicos, nos quais as medidas de suas arestas diferem umas das outras, principalmente no eixo da profundidade (FIGURA 7), gerando medidas geometricamente menos fiéis (LENGUAS SILVA et al., 2010).

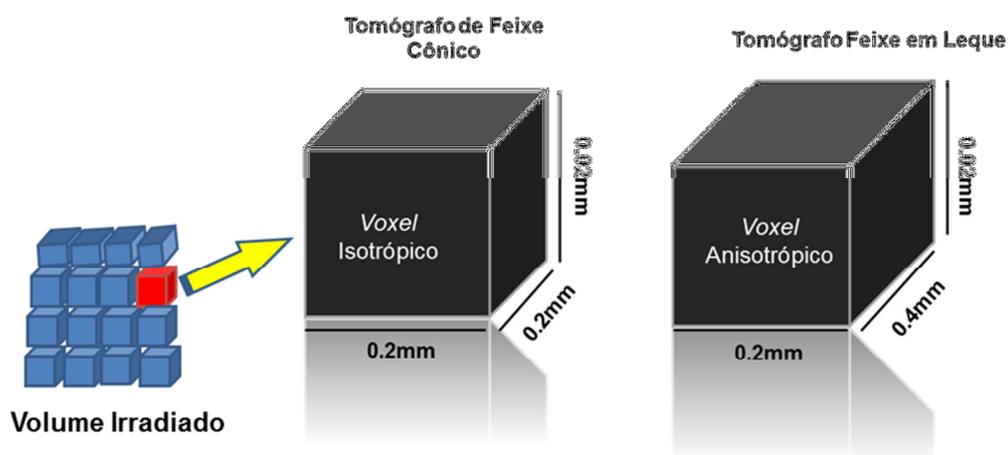


Figura 7- Comparação entre o *voxel* isotrópico do equipamento de feixe cônico e o *voxel* do tomógrafo de feixe em leque.

Fonte: Elaboração do autor.

Além da resolução espacial e da de contraste, outros fatores afetam a qualidade da imagem: o ruído, o surgimento de artefatos e a eficiência do detector. O ruído eletrônico pode ser entendido como a diferença de densidades na imagem radiográfica atribuída à flutuação estatística na distribuição dos fótons captados pelo detector. Outro fator responsável pelo aumento do ruído e, conseqüentemente, pela perda do contraste é a radiação espalhada (ANGELOPOULOS; SCARFE; FARMAN, 2012).

Em um estudo em que foram comparadas a qualidade da imagem e a visibilidade das estruturas da mandíbula, em cinco tomógrafos de feixe cônico e um tomógrafo *multi-slice*, observou-se que a tomografia de feixe cônico apresentou melhor representação das estruturas anatômicas do que a TC *multi-slice*, embora esta última tivesse apresentado menor ruído na imagem, concluindo-se pela grande utilidade da TCFC no campo da radiologia dentomaxilofacial. (LIANG et al., 2010)

Inicialmente, os detectores utilizados em TCFC eram intensificadores de imagem com sistema de carga acoplada (CCD) ou associados a tecnologia CMOS (*Complementary metal-oxide-semiconductor*). Atualmente, alguns fabricantes ainda mantêm essa tecnologia, sendo,

porém, mais utilizados os detectores planos que permitem a conversão direta dos raios X incidentes em sinal digital. Esses últimos consistem em uma tela de cristais cintiladores em uma matriz de fotodiodos acrescidos de silício amorfo, o que possibilita uma alta resolução espacial com menor dose de radiação absorvida. (MIRACLE; MUKHERJI, 2009; BABA et al., 2002).

A TCFC tem sido utilizada como uma tecnologia de imagem alternativa, com a possibilidade de diagnosticar e planejar casos relacionados com cirurgia oral, medicina oral, endodontia, periodontia, ortodontia e implantodontia. (QU et al., 2010)

2.4.1 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA EM TCFC

Apesar de TCFC fornecer baixas doses de radiação, é imperativa a aplicação de estratégias para redução das doses e o conhecimento dos níveis de doses em diferentes equipamentos e modos de operação, pelo fato de os riscos decorrentes do uso de raios X serem cumulativos. A possibilidade de nascimento de crianças com baixo peso em consequência da exposição da tireóide e da hipófise materna a baixas exposições em radiografias dentais é um exemplo dos riscos potenciais do uso da radiação no diagnóstico por imagem (LUDLOW; IVANOVIC, 2008)

Kiljunen (2008) afirma que um único fóton ou uma única partícula de radiação pode iniciar um câncer pela interação com uma molécula do DNA no núcleo da célula humana e, segundo Cohen (2002), os riscos relacionados com a incidência de câncer são proporcionais à dose de radiação. O dano causado pela radiação no DNA afeta a habilidade da célula quanto à função e reprodução. A alteração dessa molécula pode causar a leitura errônea das informações por uma célula, a qual, por sua vez, irá perder ou modificar sua função normal. Caso seja uma célula germinativa, essas informações serão transferidas para as gerações seguintes, e o organismo pode ser comprometido (HENDEE; RITENOUR, 2002)

O aumento da solicitação de exames radiográficos, especialmente os de tomografia *multi-slice*, vem sendo a maior fonte de exposição à radiação, e as exposições com fim odontológico têm crescido drasticamente após a introdução da TCFC. Assim sendo, as doses de radiação a que se submete o paciente não podem ser negligenciadas (CHAU; FUNG, 2009).

Avaliando-se a dose efetiva de radiação com a utilização de dosímetros termoluminescentes em um simulador antropomórfico, para um equipamento de TCFC ProMax 3D variando-se os parâmetros de exposição, pôde-se observar que fatores como o

FOV (*Field of View*), a região de interesse, o tipo de filtração e a resolução podem afetar a dose de radiação em até uma ordem de magnitude, sendo a seleção desses parâmetros fundamental para a otimização das informações diagnósticas e para a redução da dose no paciente (QU et al., 2010). Outra pesquisa acrescenta que as doses ainda podem variar entre os equipamentos de TCFC, conclusão que se baseou em medidas dosimétricas realizadas com TLDs em três diferentes equipamentos (LUDLOW et al., 2006).

As doses de radiação em TCFC podem ser reduzidas utilizando-se técnicas de exposição mais baixas, como tensão (kVp), carga do tubo (mA) e FOV, conclusão a que se chegou ao se alterarem os fatores técnicos de exposição e ao medir-se a dose por meio de TLDs colocados em regiões específicas de um simulador antropomórfico com tecido equivalente (PALOMO; RAO; HANS, 2008).

Para avaliar as doses de radiação nos cristalinos e nas glândulas parótidas, além de analisar a qualidade da imagem dos seios paranasais, foram utilizados dosímetros opticamente estimuláveis (OSL). Empregando-se diferentes modos de operação do equipamento de TCFC, reduziram-se em de mais de 90% as doses para os cristalinos e em mais de 75% para as glândulas parótidas, com uma redução tolerável da qualidade da imagem. (GULDNER et al., 2012).

Há publicações que sugerem o uso de protetores de tireoide e de óculos plumbíferos para reduzir a exposição do paciente à radiação. Examinando-se o efeito da utilização desses protetores plumbíferos em exames de TCFC, detectou-se a redução da dose de radiação na ordem de 61% (3,96 mGy para 1,53 mGy) quando ambos os protetores foram utilizados simultaneamente. Estes protetores são úteis na redução das doses sobre os órgãos que estão fora do campo de radiação, evitando-se a contribuição do espalhamento. (GOREN et al., 2013)

O efeito de óculos plumbíferos como método simples de redução da dose de radiação foi avaliado com a utilização de três tipos de simuladores antropomórficos com dosímetros termoluminescentes que conseguiram reduzir a dose em até 67% nos cristalinos, com a vantagem de os óculos não aparecem nas imagens tomográficas. (PRINS et al., 2011)

Do mesmo modo, a dose de radiação foi avaliada em diferentes protocolos de exposição mediante o uso de um colar plumbífero, concluindo-se que as reduções foram mais pronunciadas quando foram utilizados FOVs menores e intermediários, obtendo-se cerca de 40% de redução (QU et al., 2012).

2.4.2 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

2.4.2.1 Dose média absorvida em um órgão ou tecido (D_t)

A dose média absorvida pelo volume de um órgão ou tecido é igual ao quociente da energia depositada no órgão ou tecido pela massa do órgão ou tecido em consideração.

2.4.2.2 Dose equivalente em um órgão ou tecido (H_T)

A dose equivalente, (H_T) é definida segundo a equação (1) apresentada abaixo:

$$(1) \quad H_T = \sum_R w_R D_T$$

onde w_R é o fator de ponderação da radiação.

Esse fator de peso da radiação leva em consideração a efetividade biológica relativa da radiação para produzir efeitos estocásticos em baixas doses. Sua unidade no sistema internacional (SI) é J/kg e recebe o nome especial de *sievert* (Sv).

Tabela 1-- Fatores de ponderação da radiação (a), (w_R)

Tipo e faixa de energia	Fator de peso da radiação, w_R
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e muons, todas as energias ^b	1
Nêutrons, energia: < 10 keV	5
De 10 keV a 100 keV	10
>100 keV a 2 MeV	20
> 2 MeV a 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Prótons, exceto os de recuo, energia > 2 MeV	5
Partículas α , fragmentos de fissão, núcleos pesados.	20

Fonte: CNEN, 2005.

Notas: (a) Todos os valores se relacionam com a radiação incidente no corpo ou, para fontes internas, emitida pela fonte.

(b) Excluindo-se elétrons Auger emitidos por radionuclídeos ligados ao DNA, aos quais se aplicam considerações especiais de microdosimetria.

2.4.2.3 Dose efetiva

A dose efetiva é a soma ponderada das doses equivalentes de radiação em todos os órgãos e tecidos do corpo e é definida pela expressão (2) seguinte:

$$E = \sum_T w_T H_T; \text{ com } \sum_T w_T = 1 \quad (2)$$

Onde w_T é o fator de ponderação, que representa a contribuição relativa daquele órgão ou tecido para o dano total, em consequência dos efeitos estocásticos resultantes de exposição uniforme de todo o corpo. (UNSCEAR, 1993; ICRP, 1990) Sua unidade no SI é J/kg e tem o nome especial de *sievert* (Sv).

Tabela 2 - Fatores de ponderação para órgãos ou tecidos para o cálculo da dose efetiva IPRP 60 e ICRP 103

Órgão ou tecido	Fatores de peso, w_T	
	ICRP 60	ICRP 103
Gônadas	0,20	0,08
Mamas	0,05	0,12
Medula	0,12	0,12
Pulmão	0,12	0,12
Tireoide	0,05	0,04
Superfície óssea	0,01	0,01
Cólon	0,12	0,12
Estômago	0,12	0,12
Bexiga	0,05	0,04
Esôfago	0,05	0,04
Fígado	0,05	0,04
Cérebro	-	0,01
Rins	-	-
Glândulas salivares	-	0,01
Pele	0,01	0,01
Órgãos e tecidos	0,05 ^(a)	0,12 ^(b)
Total	1,00	1,00

Fonte: ICRP 60, 1990; ICRP 103, 2007.

Notas: ^(a) O restante é composto dos seguintes tecidos e órgãos suplementares: suprarrenais, cérebro, parte superior do intestino grosso, intestino delgado, rim, músculo, pâncreas, baço, timo e útero.

^(b) O restante é composto dos seguintes tecidos e órgãos suplementares: tecido adiposo, suprarrenais, tecido conjuntivo, vias aéreas extratorácicas, vesícula biliar, parede do coração, rim, gânglios linfáticos, músculo, pâncreas, próstata, parede do intestino delgado, baço, timo e útero.

2.4.2.4 Produto kerma área

O produto kerma-área no ar, conhecido como P_{KA} , é uma grandeza normalmente utilizada em procedimentos complexos que às vezes não são classificados como radiologia convencional. O P_{KA} é definido como o produto do kerma² no ar pela área do campo de radiação no nível em que este cruza o volume sensível do detector. (IAEA, 2007)

Uma vantagem da utilização do P_{KA} é a possibilidade de medir qualquer distância entre a posição do paciente e a fonte de raios X, dada sua propriedade aproximadamente constante com a distância, embora essa invariância com a distância dependa da condição de medida. Se as contribuições da radiação extra focal e as interações com o ar forem desprezíveis, isso se verifica. (IAEA, 2007) Também a proximidade com o simulador ou com o paciente contribui significativamente para a radiação retroespalhada. A unidade de P_{KA} no SI é Gy.m².

2.4.2.5 Dosimetria em tomografia computadorizada de feixe em leque

A dosimetria em tomografia computadorizada requer a definição de grandezas especialmente estabelecidas para esse fim. Normativas internacionais, como as da European Commission (1998), e da International Atomic Energy Agency (IAEA, 2007) indicam as seguintes grandezas para avaliação de doses de radiação em pacientes submetidos a TC: o índice ponderado de dose em tomografia computadorizada ($CTDI_w$), o índice ponderado de kerma no ar em tomografia computadorizada (C_w), o produto dose-comprimento (DLP, *dose length product* em inglês) e o produto kerma no ar pelo comprimento (P_{KL}).

A grandeza índice de kerma no ar em tomografia computadorizada ($C_{ar,100}$) é definida como o quociente da integral do kerma no ar ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação do tomógrafo sobre um comprimento de 100 mm e uma espessura T para uma única rotação. Nas equações (3) e (4) temos as expressões de $C_{ar,100}$, para tomógrafos axiais e multicortes, respectivamente,

$$C_{ar,100} = \frac{1}{T} \int_{-50}^{+50} K(z) dz \quad (3)$$

²O kerma (*kinetic energy released per unit mass*) ou energia cinética liberada por unidade de massa é definido como a energia transferida, por radiações indiretamente ionizantes tais como fótons e nêutrons, por unidade de massa para um determinado volume dV com massa dm .

$$C_{ar,100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{+50} K(z) dz \quad (4)$$

Onde N é o número de cortes adquiridos simultaneamente.

O índice de kerma no ar para tomografia computadorizada também pode ser medido em outro material como, por exemplo, o acrílico ou polimetil-metacrilato (PMMA). Nesse caso, a notação utilizada é $C_{PMMA,100}$. A partir dessas grandezas, define-se o C_w , que combina valores de $C_{PMMA,100}$ medidos no centro e na periferia de simuladores padronizados para cabeça e tórax (LEITZ; AXELSSON; SZENDRO,1995). Postulando-se um decréscimo linear na dose de radiação na direção radial, é assim estabelecida a fórmula de cálculo para C_w (equação 5)

$$C_w = \left(\frac{1}{3} C_{PMMA,100,c} + \frac{2}{3} C_{PMMA,100,p} \right) \quad (5)$$

Onde $C_{PMMA,100,c}$ e $C_{PMMA,100,p}$ representam o índice de kerma no PMMA em tomografia computadorizada avaliado com uma câmara do tipo lápis localizada no centro e na periferia do simulador, respectivamente.

Outras grandezas que consideram o passo na varredura helicoidal ou axial são definidas como grandezas volumétricas. As equações 6 e 7 apresentam, respectivamente, duas dessas grandezas: o índice ponderado de kerma volumétrico e o índice ponderado de kerma volumétrico normalizado.

$$C_{VOL} = C_w \frac{l}{NT} = \frac{C_w}{p} \quad (6)$$

$${}_n C_{VOL} = \frac{C_{VOL}}{mAs} \quad (7)$$

Onde N é o número de cortes adquiridos simultaneamente, T é a espessura nominal do corte, l é a distância deslocada pela mesa do paciente por rotação na varredura helicoidal ou entre cortes consecutivos na axial. A equação 8 define o valor do passo (p).

$$p = \frac{l}{NT} \quad (8)$$

A partir do nC_{VOL} se define outra importante grandeza dosimétrica: o produto-kerma no ar pelo comprimento para tomografia computadorizada ($P_{KL,TC}$) (equação 9)

$$P_{KL,TC} = \sum_j n C_{VOL} l_j mAs \quad (9)$$

Onde o índice j representa cada sequência de varreduras que completa o exame. Essa grandeza é determinada em simuladores padronizados e para o exame completo.

Semelhante ao P_{KA} na radiologia convencional, em tomografias em que toda a seção transversal da região examinada é totalmente irradiada, o $P_{KL,TC}$ fornece a intensidade e a extensão da irradiação. Essa grandeza é análoga ao produto dose-comprimento (DLP) utilizada nos guias da *European Commission* (1997, 1998).

De posse do valor do $P_{KL,TC}$, pode-se derivar uma estimativa da dose efetiva por exploração utilizando-se os coeficientes normalizados ($EP_{KL,TC}$) disponíveis nas normativas europeias (EUROPEAN COMMISSION, 1997, 1998) (equação 10).

$$E = EP_{KL,TC} \cdot P_{KL,TC} \quad (10)$$

A dose efetiva também pode ser obtida diretamente do valor de $C_{ar,100}$. A dose em um determinado órgão é obtida somando-se as contribuições a partir de todos os cortes dentro da região examinada (equação 11), e a dose efetiva é obtida com a equação 12.

$$D_{\text{órgão}} = \frac{1}{p} C_{ar,100} \sum_{-z}^{+z} f(\text{órgão}, z) \quad (11)$$

$$E = \sum w_i D_{\text{órgão},i} \quad (12)$$

onde $+z$ e $-z$ são os limites da extensão examinada e $f(\text{órgão}, z)$ é o fator de conversão específico para aquele órgão. (ZANKL; PANZER; DREXLER, 1992; JONES; SHRIMPTON, 1991)

2.4.2.6 Dosimetria em tomografia computadorizada de feixe cônico

Nas avaliações dosimétricas dos procedimentos que são realizados com os equipamentos de TCFC, há diversas formas de obtenção e avaliação dos valores representativos de doses, porém, a literatura aponta o P_{KA} o CTDI e as medidas realizadas

através de dosímetros termoluminescentes como as amplamente utilizadas. (MOZZO et al., 1998; LUDLOW et al., 2006; LOUBELE et al., 2008, LOFTHAG-HASEN et al., 2008)

Diversos autores têm utilizado o índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI) medido com uso de câmara de ionização do tipo lápis e de simulador de cabeça de 16 cm de diâmetro (LOFTHAG-HANSEN et al., 2008). Outros apresentam resultados de avaliações e sugerem o uso de medidores de produto dose-área (DAP, *dose areaproduct*), também chamado de produto kerma-área (P_{KA}). (POPPE et al., 2007) O uso de câmaras em forma de lápis e de simulador de cabeça de 16 cm e cinco furos possuem inconvenientes como dificuldades de posicionamento nos diversos equipamentos, além de alguns tomógrafos possuírem diversas possibilidades de isocentro. (HELMROT, et al., 2005)

Para o estabelecimento dos níveis de referência é importante o uso de um método simples, bem definido e facilmente reproduzível para medir os parâmetros de exposição, bem como diferentes métodos de aquisição de imagem (POPPE et al., 2007). Recentemente, ficou demonstrado que é possível e conveniente usar-se um medidor de P_{KA} para aferir a dose de radiação em exame intrabucal e em imagens panorâmicas odontológicas. (HELMROT, et al., 2005)

Por essas razões, o uso de medidores de P_{KA} posicionados na saída do feixe e em posição perpendicular ao eixo central permite a obtenção de medidas do valor do produto kerma área para todas as modalidades desses exames, para todos os tamanhos de campo de visão (FOV) e para todas as possibilidades de isocentro.

O uso da grandeza P_{KA} em dosimetria de tomógrafos computadorizados de feixe cônico é de fácil implementação, sendo útil para avaliação de doses, estabelecimento de níveis de referência e comparação com outras técnicas de imagem em Odontologia, contudo, estudos que revelem a comparação de doses de radiação entre técnicas de imagens odontológicas e entre as diversas tecnologias de equipamentos de TCFC ainda figuram em menor número na literatura (HELMROT et al., 2005; POPPE et al., 2007; LOFTHAG-HANSEN et al., 2008).

O P_{KA} é um método simples de ser aplicado, apresentando, porém, limitações quanto à acurácia na conversão para a dose efetiva, principalmente porque as glândulas salivares não estão distribuídas no mesmo nível para todas as possibilidades de exposição (LOFTHAG-HASEN et al., 2008). Além disso, avaliando-se a medida do produto dose-área para níveis de referência e doses de radiação no paciente, em radiografias dentais em 10 tomógrafos de feixe cônico, chegou-se à conclusão de que o P_{KA} sofre maior influência com a variação do tamanho do campo do que com a mudança da corrente do tubo. (HAN et al., 2012)

Tendo em vista que não há testes de controle de qualidade bem estabelecidos para TCFC, apesar da recomendação do Projeto SENDENTEXCT, Vassileva e Stoyanov (2010) apresentaram uma experiência inicial com testes de aceitação e de dosimetria do paciente, de forma a oferecer as menores doses possíveis tanto para os profissionais envolvidos com a técnica quanto para os pacientes sugerindo a grandeza P_{KA} como útil na indicação de qualidade.

A ampla maioria das publicações se reporta ao uso de dosímetros termoluminescentes em simuladores antropomórficos de cabeça e pescoço posicionados em regiões específicas. A partir das leituras desses dosímetros, podem ser obtidos os valores da dose efetiva, apesar de esse método ser bastante trabalhoso e apresentar altos índices de incerteza nas medidas (THILANDER-KLANG; HELMROT, 2010)

Utilizando-se TLDs inseridos em um simulador antropomórfico de cabeça e pescoço na avaliação de doses de radiação em TCFC na rotina de planejamento para tratamento ortodôntico, observou-se que a dose de radiação ficou entre 56.2 uSv e 61.1 uSv, sugerindo-se que não seja utilizada a TCFC para esse planejamento, tendo em vista que os pacientes recebem doses menores de radiação quando são aplicados os métodos convencionais. (SILVA et al., 2008)

Comparando-se equipamentos de TCFC e de tomografia *multi-slice* de 64 canais para região oromaxilofacial, utilizando-se TLDs e um simulador antropomórfico, concluiu-se que, a depender do FOV, as doses podem variar de 68 a 1.073 uSv para FOVs grandes, de 69 a 560 uSv para FOVs pequenos, e de 860 uSv para o FOV similar ao da tomografia espiral. Caracteriza-se, desse modo, a TCFC como uma forma de poupar o paciente das doses elevadas de radiação da TCFL. (LUDLOW et al., 2008)

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar as de radiação em exames de tomografia computadorizada de feixe cônico da articulação temporomandibular

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Avaliar os fatores de exposição dos equipamentos de tomografia computadorizada de feixe cônico.
- b) Medir o kerma ar na superfície dos órgãos sensíveis em exames de tomografia computadorizada de feixe cônico da articulação temporomandibular com o protocolo padrão e com protocolo otimizado de cada equipamento.
- c) Medir o produto kerma área em três equipamentos de tomografia computadorizada de feixe cônico para diferentes protocolos de exposição

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 AQUISIÇÃO DA IMAGEM

O presente estudo foi realizado a partir da aquisição de imagens da articulação temporomandibular (ATM) em um simulador antropomórfico de cabeça, contendo tecido equivalente, cedido pelo Instituto Federal da Bahia, que reproduz as mesmas densidades de um paciente de corpulência média, modelo RS-230, fabricado pela *Radiation Support Devices* (California, USA) o qual representa tecido ósseo e tecidos moles com mesma densidade e número atômico, tanto externa quanto internamente à calota craniana. As imagens foram obtidas em três equipamentos de tomografia computadorizada de feixe cônico: o Kodak 9000 3D (Carestream Health, New York, New York), o Gendex CB-500 (Gendex Dental Systems, Pennsylvania, USA) e o i-CAT Classic (Imaging Sciences International, Hatfield, Pennsylvania, USA) (FIGURAS 8 a 10).



Figura 8 - Tomógrafo de feixe cônico Kodak 9000 3D utilizado nas avaliações



Figura 9 - Tomógrafo de feixe cônico Gendex CB-500 utilizado nas avaliações



Figura 10 - Tomógrafo de feixe cônico i-CAT classic utilizado nas avaliações

Foram obtidas imagens com o protocolo indicado da ATM indicado pelo fabricante e foram realizados diferentes protocolos de exposição, apresentados na Tabela 3, como forma de avaliar a otimização dos parâmetros de exposição, de maneira a serem reduzidas as doses de radiação, sem perda de informação. Para o Kodak 9000 3D, foi obtida apenas uma articulação temporomandibular por exposição, uma vez que esse equipamento limita-se à utilização de FOVs fixos de 50 mm x 37 mm. Já para o Gendex CB-500 e para o i-CAT, foram obtidas as duas articulações durante a mesma exposição. A articulação foi centralizada mediante o auxílio dos lasers indicadores de posicionamento para o Kodak 9000 3D; para o Gendex CB-500 e para o i-CAT, o simulador antropomórfico foi centralizado com o plano mediosagital coincidindo com o isocentro do tomógrafo. Após o posicionamento, foram realizadas pré-exposições, chamadas de *scout*, para assegurar se o simulador estava bem posicionado e se a estrutura anatômica da ATM estava coberta pelo campo de visão. As imagens adquiridas foram reconstruídas pelo *software* de cada fabricante e, posteriormente, foram analisadas quanto à obtenção completa da área de interesse deste estudo. Após a certeza de que a área de estudo estava dentro do campo de visão, as imagens foram gravadas em um CD e visualizadas através do *software* ONIS versão 2.4 fornecido gratuitamente pelo sítio de seu fabricante. Apenas as imagens adquiridas pelo Kodak 9000 3D foram reconstruídas, gravadas no CD e visualizadas em seu próprio *software* disponibilizado pelo fabricante.

Tabela 3- Protocolos utilizados na realização dos exames da ATM para cada fabricante

Equipamentos de TCFC	Protocolo	kV	t(s)	mAs	Voxel (mm)	FOV(mm)
Kodak 9000 3D	01	60	10,8	108	0,1	50x37
	02*	70	10,8	108	0,1	50x37
	03	80	10,8	108	0,1	50x37
Gendex CB-500	01**	120	23****	30	0,2	140x85
	02	120	23	30	0,2	140x60
	03	120	23	30	0,2	85x85
i-CAT	01	120	40****	36,12	0,25	160x60
	02***	120	40	36,12	0,25	160x80

Notas: * Protocolo padrão utilizado para aquisição da ATM no Kodak 9000 3D. ** Protocolo padrão utilizado para aquisição da ATM no Gendex CB-500. *** Protocolo padrão utilizado para aquisição da ATM no i-CAT.**** O fabricante não fornece informações sobre a corrente utilizada .

O Kodak 9000 3D permite alterar fatores de exposição como tensão, corrente do tubo e voxel; o fator tempo e o FOV são fixos e estabelecidos pelo fabricante. O Gendex CB-500 e o i-CAT possuem tensão e corrente do tubo fixos, estabelecidos pelo fabricante, e permitem ao operador do equipamento escolher combinações entre o tamanho do voxel, o tempo de rotação do *gantry* e o tamanho do FOV. No Gendex CB-500, há ainda a possibilidade de ajuste do diâmetro do feixe, conforme apresentado no protocolo 03 da Tabela 3.

4.2 MEDIDAS DOSIMÉTRICAS

No presente trabalho, as medidas dosimétricas foram realizadas utilizando um total de cinquenta e sete pares de dosímetros termoluminescentes, do tipo TLD-100(*LiF:Mg,Ti*). Destes cinquenta e sete pares, um par foi separado para avaliação da radiação de fundo e os outros foram separados em conjuntos de sete pares para avaliação de cada protocolo, onde posicionou-se em órgãos radiosensíveis da cabeça e pescoço de um protótipo antropomórfico: (a) cristalino, bilateralmente, (b) glândulas parótidas, bilateralmente, (c) linha média da tireoide e (d) glândula submandibular, bilateralmente (FIGURA 11). Os dosímetros foram devidamente calibrados para os níveis de energia dos fótons utilizados no tomógrafo de feixe cônico. Após a realização das exposições, os TLDs foram encaminhados, em menos de 15 dias após a irradiação, para a leitora Victoreen 2800 (FIGURA 12), pertencente ao Laboratório de Dosimetria do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE).

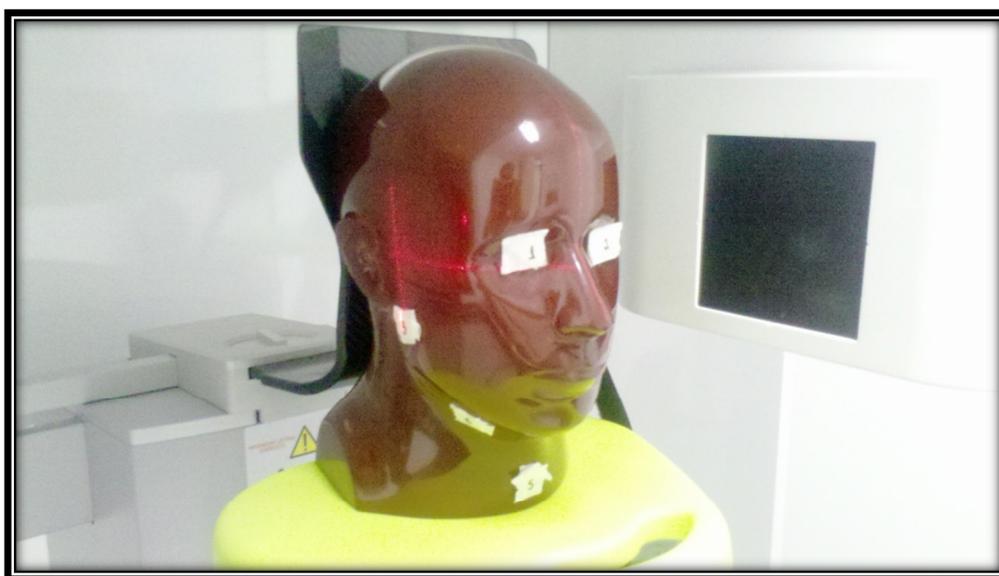


Figura 11- Posição dos TLDs na superfície dos órgãos expostos durante o exame da ATM nos equipamentos de TCFC utilizados

Os TLDs foram expostos duas vezes para maior confiabilidade das leituras de dose de radiação obtidas nos tomógrafos de feixe cônico. As leituras também contabilizaram os *scouts* realizados para aferição dos posicionamento correto da região anatômica. Após a realização das leituras os valores encontrados foram subtraídos dos valores das leituras referentes a radiação de fundo. Foi calculado o Kerma médio nos órgãos (KMO) através da média das doses do lado esquerdo e direito e comparada com os protocolos que cada serviço de radiodiagnóstico considera como padrão na avaliação da ATM nos três equipamentos.



Figura 12- Leitora de TLDs Victoreen 2800 utilizada

Além do kerma na superfície do órgão, utilizou-se a grandeza produto kerma área (P_{KA}) como outro instrumento, também apontado pela literatura como grandeza útil na avaliação das doses, que possibilita a comparação entre diferentes equipamentos de feixe cônico. Para tanto, posicionou-se um medidor de P_{KA} , IBA Dosimetry, modelo *KermaX® plus TinO*, na saída do feixe de raios X nos três equipamentos de TCFC (FIGURA 13). Os protocolos avaliados foram os mais utilizados na prática clínica dos três serviços de diagnóstico por imagem e aqueles cujos fatores de exposição foram alterados. O medidor de P_{KA} é uma câmara de ionização do tipo transmissão, que, colocada na saída do feixe e conectada ao instrumento de leitura, informa a dose e o produto kerma área simultânea e instantaneamente.

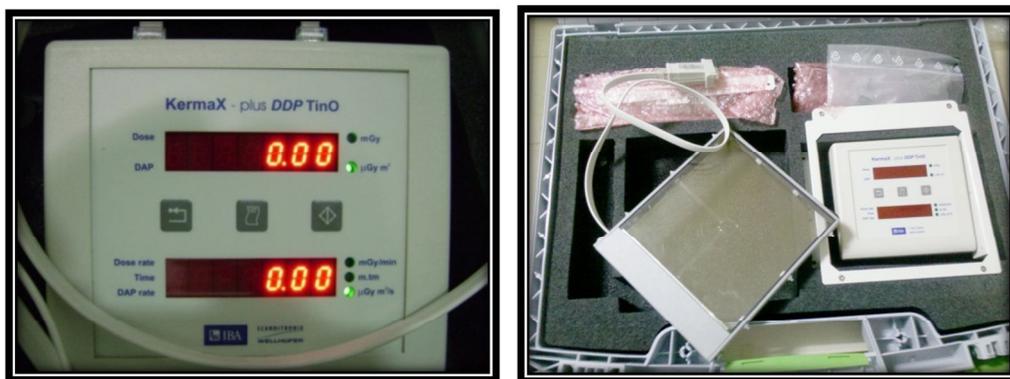


Figura 13 - Medidor de P_{KA} utilizado nas avaliações dosimétricas do produto kerma-área

Para avaliar a característica do feixe de raios X de cada tomógrafo, foi utilizado um multimedidor do tipo semiconductor, o *Radcal*, modelo *Rapidose*, posicionado no detector do equipamento de TCFC, que fornece, entre outros, a dose na superfície do detector, a camada semirredutora, a filtração e o tempo de exposição (FIGURA 14). Todos os instrumentos de medição de dose estavam com seus certificados de calibração dentro do prazo de validade (ANEXO A)



Figura 14-Multimedidor colocado na superfície do detector dos equipamentos de TCFC utilizados.

As medidas dosimétricas bem como as aquisições das imagens nos três equipamentos de TCFC foram realizadas exclusivamente pelo autor deste trabalho, no período de novembro de 2011 a abril de 2013

5 RESULTADOS

Para o presente estudo, foram avaliados três equipamentos de TCFC para visualização da articulação temporomandibular, o Kodak 900 3D, o Gendex CB-500 e o i-CAT, com os protocolos disponíveis. A configuração e os parâmetros de exposição do Kodak 9000 3D são diferentes dos que apresentam os outros dois equipamentos. Avaliou-se o desvio entre a tensão indicada pelo tomógrafo e a que de fato estava sendo utilizada, constatando-se 6,57% para o Kodak 9000 3D, 1,66% para o Gendex CB-500 e 4,16% para o i-CAT. Quanto às doses que alcançam o detector, observou-se um maior valor (3,209 mGy) para o i-CAT em comparação com o Kodak 9000 3D (2,724 mGy) e o Gendex CB-500 (2,369 mGy). As características do feixe de raios X dos três equipamentos estão reunidas na Tabela 4; a dose e o número de pulsos obtidos referem-se à aquisição das duas articulações temporomandibulares.

Tabela 4 - Características do feixe de raios X nos três equipamentos de TCFC utilizados

Equipamento de TCFC	kV nominal	mAs	kV medido	HVL (mm)	Filtração total (mm)	Nº de pulsos	Dose no detector (mGy)
Kodak 9000 3D	70	108	65,4	2,6	3,3	720	2,724
Gendex CB-500	120	30	122	9,4	15,7	620	2,369
i-CAT	120	36,12	125	9,3	14,1	621	3,209

As exposições realizadas, com suas respectivas imagens, e as leituras dos TLDs são aqui apresentadas por meio de gráficos e figuras que indicam a distribuição das doses de radiação nos respectivos órgãos expostos, em cada equipamento de TCFC.

O Gráfico 1 representa a exposição para diferentes protocolos com três valores de tensão (60kV, 70kV e 80kV) realizados com o Kodak 9000 3D, com valores de dose de radiação obtidos para a articulação temporomandibular direita.

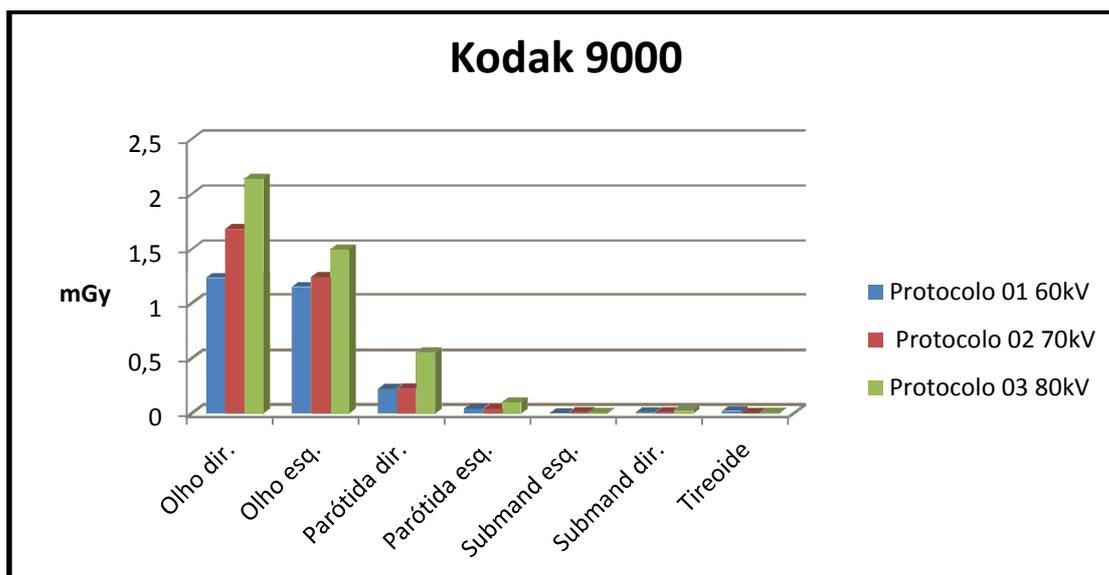


Gráfico 1 - Doses de radiação nos órgãos para a ATM direita do simulador antropomórfico utilizando-se o equipamento KODAK 9000 3D

Constatou-se uma discrepância entre as doses dos órgãos do lado direito e do lado esquerdo, tendo sido as do lado direito maiores do que as do lado oposto com as três tensões utilizadas, no entanto evidencia-se de forma mais acentuada na tensão de 80 kV e no cristalino. Os órgãos mais expostos foram os cristalinos 1,22 mGy x 1,14 mGy, com 60 kV; 1,68 mGy x 1,23 mGy, com 70kV; 2,14 mGy x 1,49mGy com 80 kV, seguindo-se as glândulas parótidas 0,22 mGy x 0,04 mGy, com 60kV; 0,22 mGy x 0,04 mGy, com 70 kV; 0,55 mGy x 0,10 mGy com 80 kV).

O kodak 9000 3D, por se tratar de um equipamento de FOV limitado, obtém a imagem de apenas uma articulação por exposição, assim realizamos a imagem da articulação do lado esquerdo, de maneira que permitiu a construção do gráfico 2 o qual demonstra a influência dos três valores de tensão sobre a dose de radiação para as duas articulações temporomandibulares.

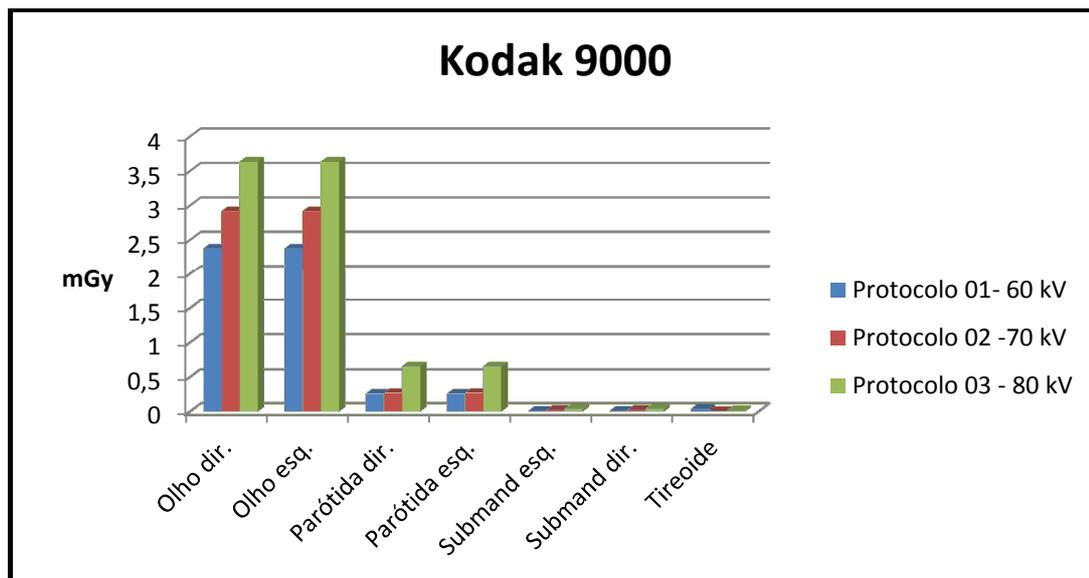


Gráfico 2 - Doses de radiação nos órgãos para as duas ATMs do simulador antropomórfico utilizando-se o equipamento KODAK 9000 3D

Independentemente da tensão, os órgãos mais expostos foram igualmente os cristalinos seguidos das parótidas. Para os cristalinos, os valores obtidos foram: 2,37 mGy com a tensão de 60 kV; 2,91 mGy com a tensão de 70 kV e 3,63 mGy com a tensão de 80 kV. Para as parótidas, obteve-se 0,26 mGy, 0,27mGy e 0,65 mGy com a tensão de 60 kV, 70 kV e 80 kV, respectivamente.

A Figura 15 evidencia as imagens da articulação temporomandibular direita com o equipamento KODAK 9000 3D.

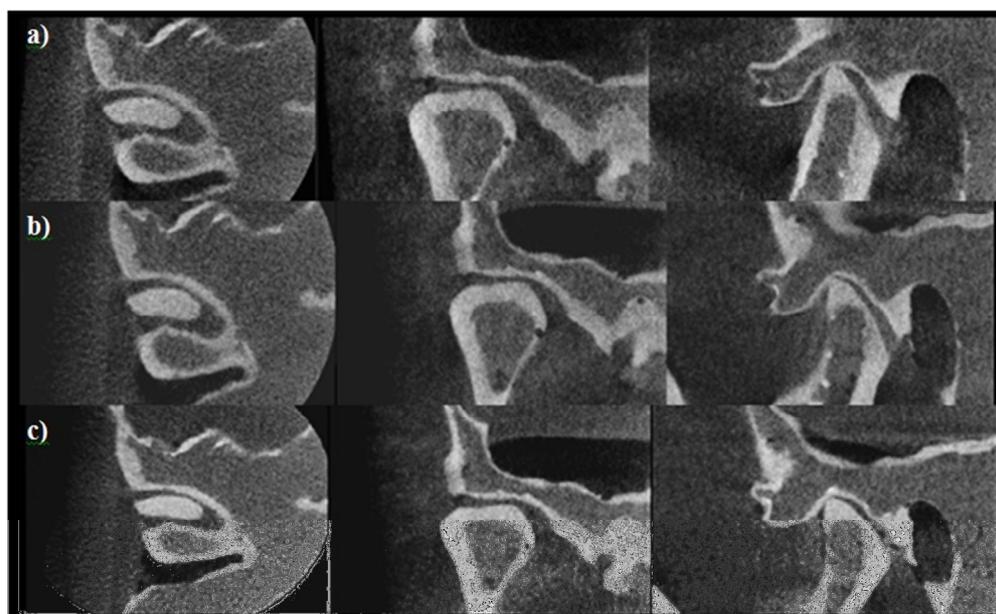


Figura 15 - Reconstrução de imagens nos planos sagital, coronal e axial da ATM direita do simulador antropomórfico com as tensões a) 60 kV, b) 70Kv e c) 80kV no equipamento Kodak 9000 3D

Para o tomógrafo Gendex CB-500, foram adotados três protocolos com três combinações de FOV (140 mm x 85 mm, 140 mm x 60 mm, 85 mm x 85 mm), mantendo-se fixos os valores de tensão, voxel e corrente do tubo. As doses de radiação para as duas ATMs nos protocolos disponíveis para esse tomógrafo estão apresentadas no Gráfico 3.

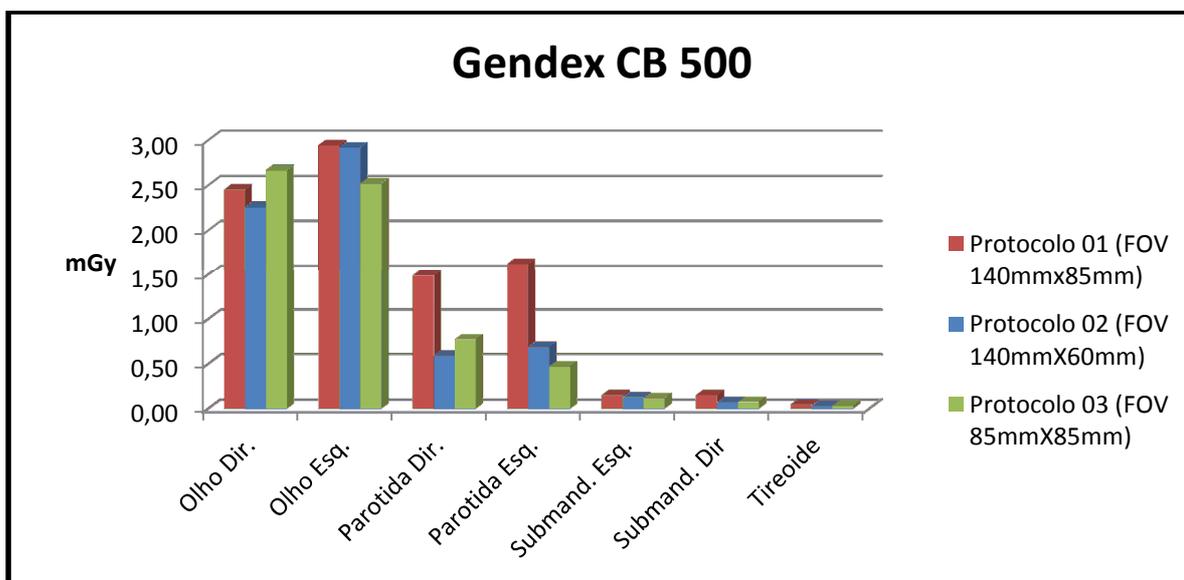


Gráfico 3 - Doses de radiação nos órgãos para as duas ATMs do simulador antropomórfico exposto no equipamento Gendex CB-500

Com o protocolo 01, que utilizou o FOV de 140 mm x 85 mm, foram alcançadas as doses mais elevadas para o olho esquerdo (2,94 mGy) em relação ao direito (2,45 mGy) e para a parótida esquerda (1,63 mGy) em relação à direita (1,49 mGy). As doses nos cristalinos se comportaram de maneira muito próximas entre protocolos 01 e 02, para este último, obteve-se 2,92 mGy para o olho esquerdo e 2,25 mGy para o direito. Utilizando o mesmo protocolo de FOV de 140 mm x 60 mm, os índices foram mais baixos para as parótidas em relação ao protocolo 01: 0,69 mGy para o lado esquerdo e 0,59 mGy para o lado direito. O protocolo 03 (85 mm x 85 mm), as doses mais representativas foram obtidas nos cristalinos (2,66 mGy no olho direito e 2,52 mGy no esquerdo) e nas parótidas (0,77 na direita e 0,47 na esquerda).

As Figuras 16, 17 e 18 apresentam, respectivamente, as imagens obtidas com o Gendex CB-500 para os três FOVs selecionados.

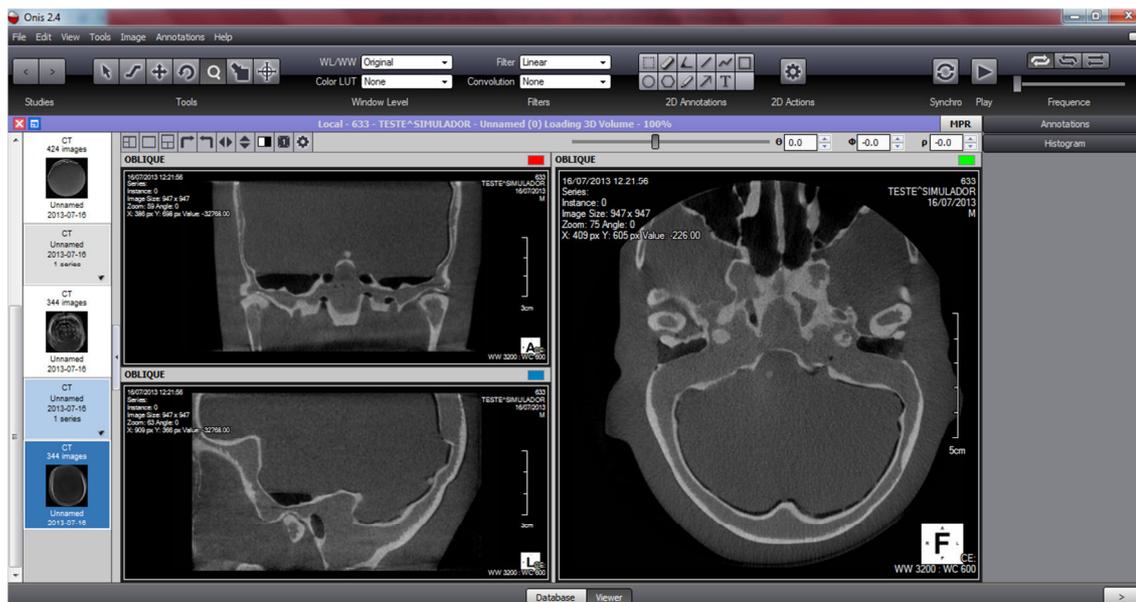


Figura 16 - Imagens com o protocolo 01 (140 mm x 85 mm) no equipamento Gendex CB-500 utilizado

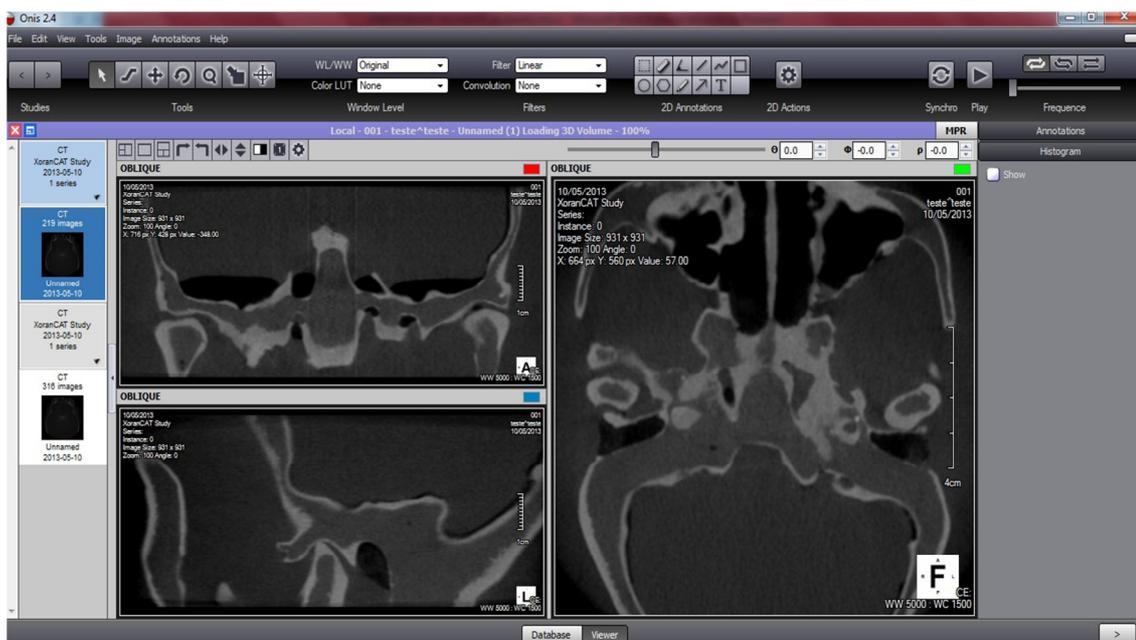


Figura 17 - Imagens com o protocolo 02 (140 mm x 60 mm) no equipamento Gendex CB-500 utilizado

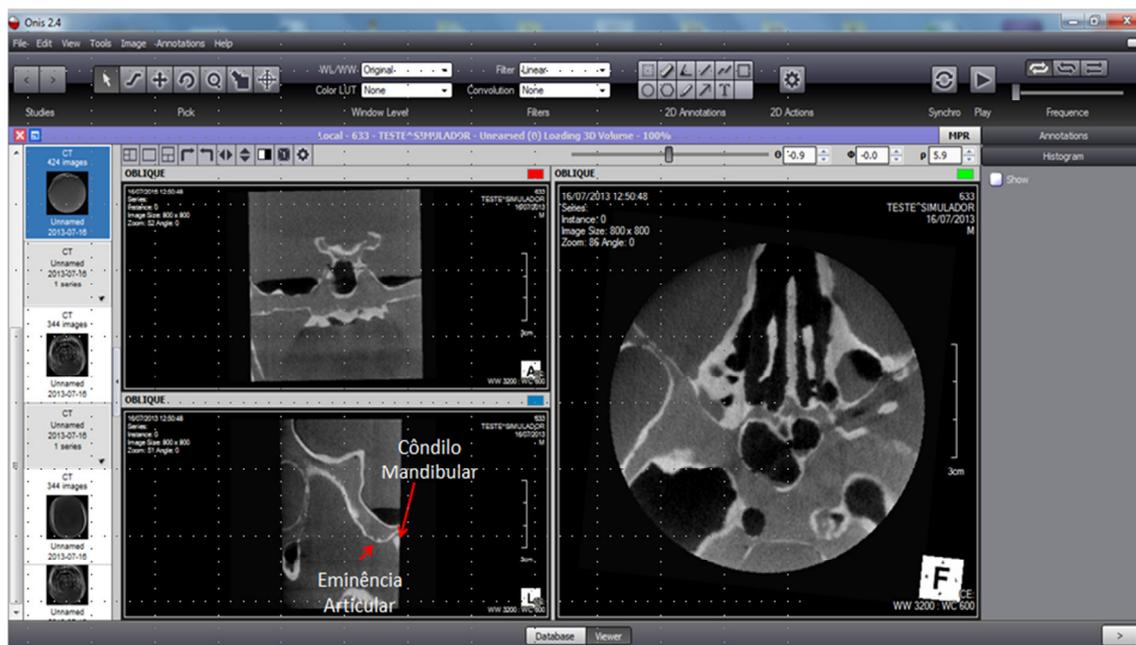


Figura 18- Imagens com o protocolo 03 (85 mm x 85 mm) no equipamento Gendex CB-500 utilizado

Dois protocolos foram adotados para o equipamento i-CAT (FOV 140 mm x 60 mm e FOV 140 mm x 80 mm), mantendo-se fixos a tensão, o voxel e a corrente do tubo. Os valores das doses de radiação nos órgãos para as duas ATMs constam no Gráfico 4

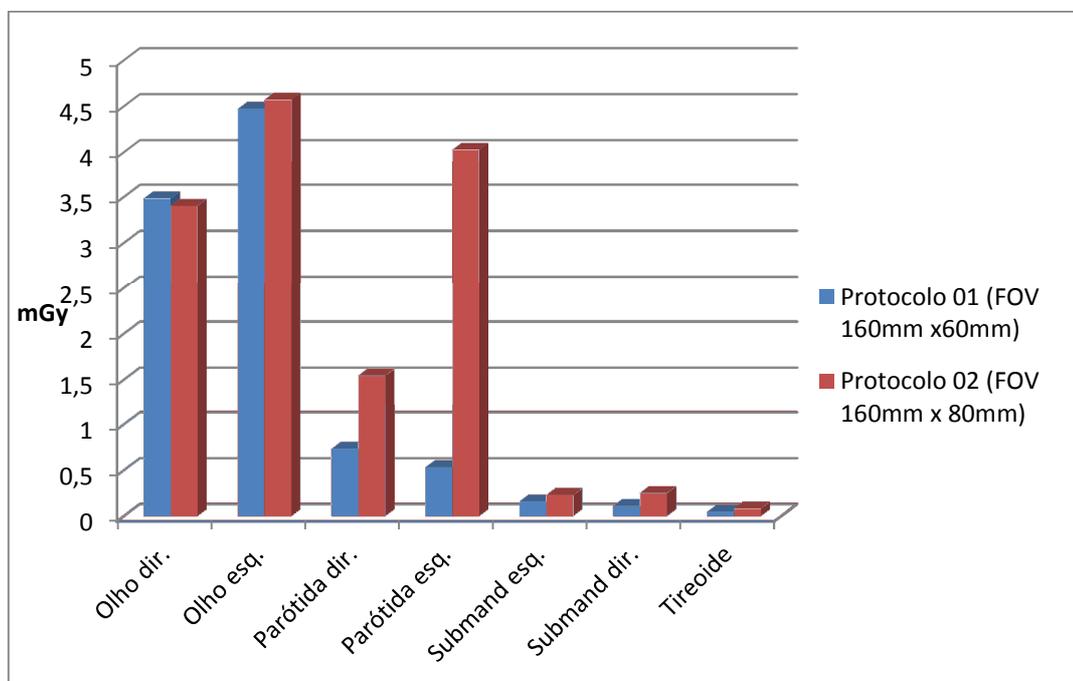


Gráfico 4 - Doses de radiação nos órgãos para as duas ATMs do simulador antropomórfico utilizando-se o equipamento i-CAT.

As doses de radiação absorvidas pelos órgãos submetidos ao equipamento i-CAT apresentaram, para os cristalinos, variações muito discretas entre os dois protocolos, atingindo: 4,57 mGy no olho esquerdo com o protocolo 02 e 4,47 mGy com o protocolo 01 e, no olho direito, 3,40 mGy com o protocolo 02 e 3,48 mGy com o protocolo 01. Já para as parótidas, os índices foram bastante discrepantes: com o protocolo 02 em relação ao protocolo 01, foram obtidas doses cerca de oito vezes maiores do lado esquerdo (4,02 mGy x 0,53 mGy) e duas vezes do lado direito (1,54 mGy x 0,73 mGy).

Nas figuras 17 e 18, observam-se as imagens obtidas no i-CAT para os FOVs selecionados, cobrindo-se a região de interesse.

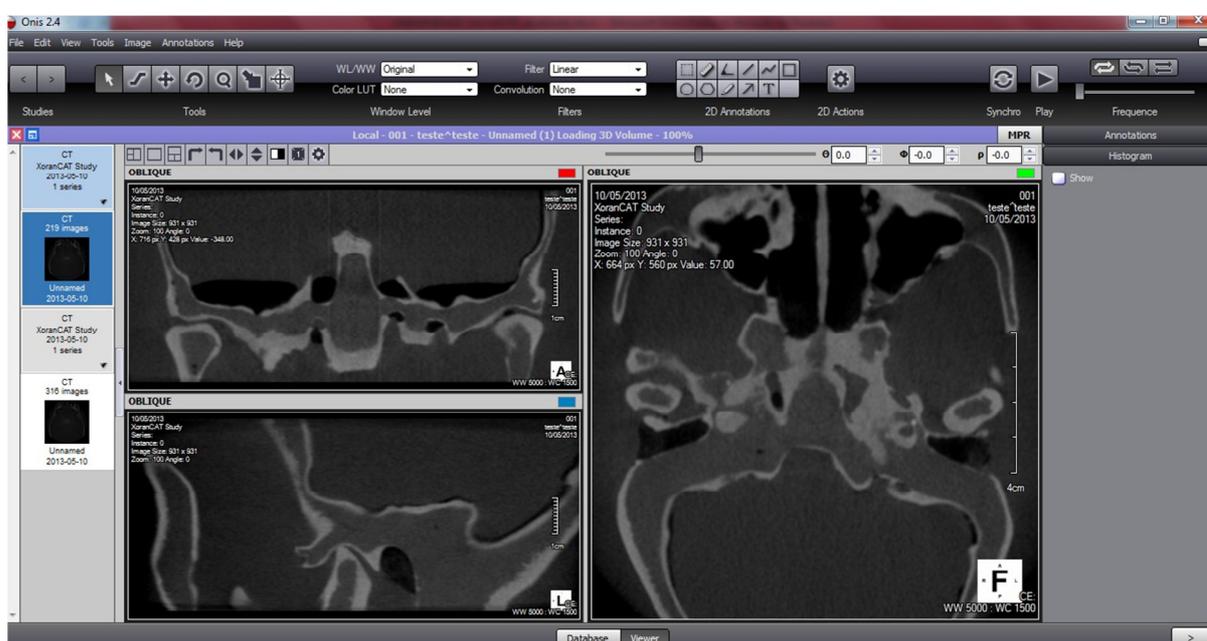


Figura 19- Imagens com o protocolo 01 (160 mm x 60 mm) no equipamento i-CAT utilizado

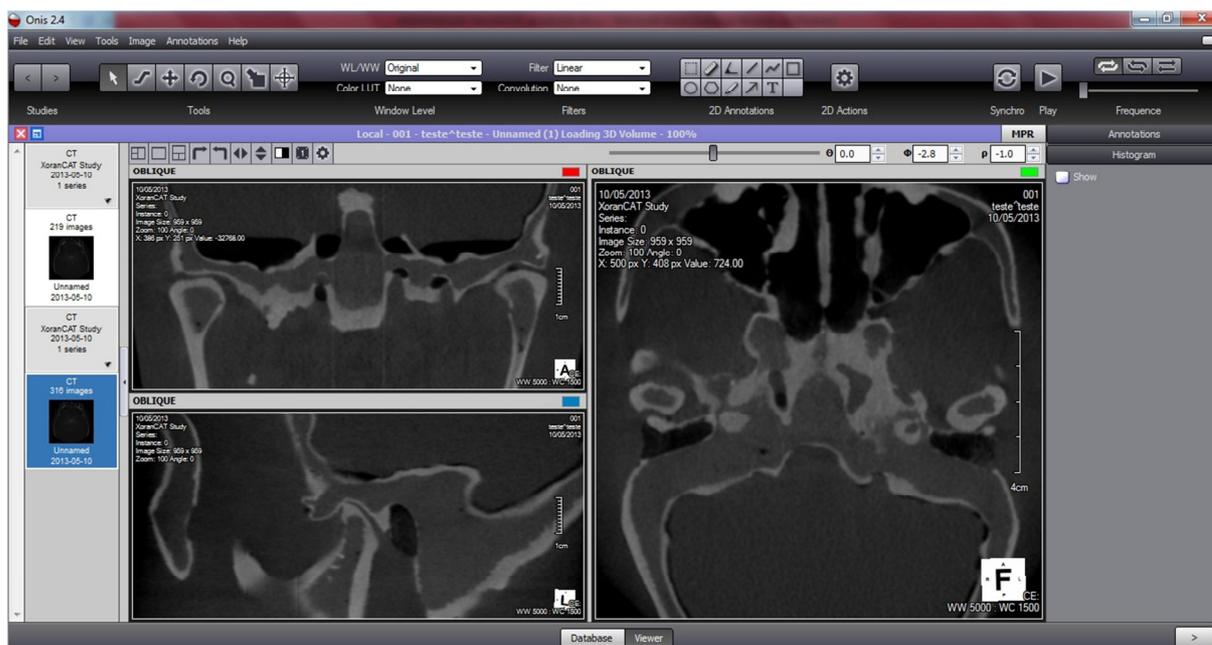


Figura 20- Imagens com o protocolo 02 (160 mm x 80 mm) no equipamento i-CAT utilizado

Levando-se em consideração o protocolo padrão utilizado em cada serviço de radiodiagnóstico para aquisição de imagens da ATM, obteve-se kerma médio nos órgãos (KMO) para os três equipamentos, como demonstra o Gráfico 5. Em uma escala crescente, receberam maiores doses de radiação a tireóide, as submandibulares seguidas das parótidas e, por fim, os cristalinos. O i-CAT foi o equipamento que forneceu maiores doses no cristalino (3,98 mGy), seguido do Kodak 9000 3D (2,91 mGy), e do Gendex CB-5000 (2,69 mGy); já nas parótidas, o Gendex CB-5000 forneceu doses superiores em relação às do Kodak 9000 3D (1,55 mGy x 0,27 mGy), constatando-se, no i-CAT, a maior dose de radiação (2,78 mGy). Nos três equipamentos foram absorvidos baixos níveis de radiação, tanto pelas submandibulares, quanto pela tireóide em relação aos outros órgãos.

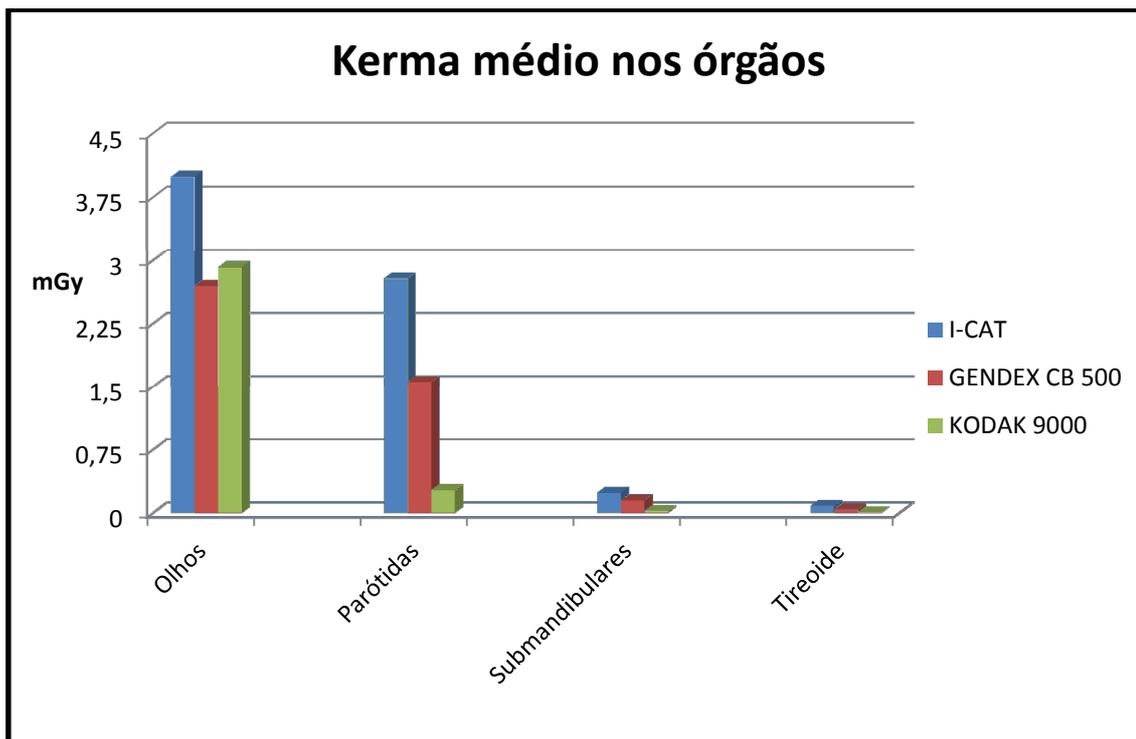


Gráfico 5 - Comparação entre o kerma médio nos órgãos para o protocolo padrão dos três equipamentos de TCFC utilizados

Avaliado o produto kerma área em cada equipamento e em seus respectivos protocolos, ficou demonstrado que o maior P_{KA} foi obtido com o protocolo 02 do i-CAT (718,2 mGy.cm²), enquanto o menor, com o protocolo 01 do Kodak 9000 3D (351,2 mGy.cm²), como demonstra a Tabela 5. Dentre os tomógrafos utilizados, o único que indica o P_{KA} por exame é o Kodak 9000 3D. Para os três protocolos desse equipamento, foram obtidos os valores representativos do desvio entre o P_{KA} medido para o presente trabalho e o que o tomógrafo fornece, que ficaram abaixo de 5%.

Tabela 5- Medidas do P_{KA} relacionadas com os protocolos dos três equipamentos de TCFC utilizados

Equipamentos de TCFC	Protocolo	P_{KA} (mGy.cm²) medido	P_{KA} (mGy.cm²) nominal	Diferença entre P_{KA} nominal e medido
Kodak 9000 3D*	01	351,2	334	4,9%
	02	456,2	436	4,4%
	03	522,0	502	3,8%
Gendex CB-500	01	478,5	-	-
	02	360,1	-	-
	03	438,0	-	-
i-CAT Classic	01	569,5	-	-
	02	718,2	-	-

Nota: *Os valores representados referem-se à aquisição de apenas uma articulação temporomandibular com o Kodak 9000 3D.

6 DISCUSSÃO

A TCFC da ATM permite medidas do côndilo mandibular com acurácia, medidas estas que são extremamente vantajosas na prática clínica, quando da avaliação de pacientes com disfunções articulares (KRISHNAMOORTHY et al, 2013). As condições de exposição à quais os pacientes são submetidos devem, por outro lado, ser rigorosamente consideradas, visto que parâmetros otimizados reduzem os riscos de possíveis efeitos biológicos.

Atualmente, a literatura voltada para as avaliações dosimétricas em TCFC, a partir da comparação entre diferentes equipamentos com suas tecnologias peculiares, ou até mesmo com outros métodos de imagem, tem sido bastante disseminada, principalmente nas aplicações para implantodontia, que englobam tanto os protocolos de obtenção das regiões da maxila quanto as da mandíbula. Entretanto, registra-se uma escassez de trabalhos científicos publicados que tenham por tema avaliações das doses de radiação em procedimentos que envolvam a articulação temporomandibular. Observa-se que as doses efetivas citadas nas publicações não representam as doses absorvidas pelos órgãos e, conseqüentemente, a dose efetiva nas aquisições da ATM, pois alguns órgãos incluídos para obtenção dessa região podem estar omitidos ou fora do feixe primário de radiação nas tomadas tomográficas para implantes.

Os parâmetros técnicos executados pelos operadores de equipamentos de TCFC ou estabelecidos pelos fabricantes, bem como as características de cada tomógrafo podem afetar diretamente a dose de radiação a que o paciente será exposto.

As configurações do i-CAT e do Gendex CB-500, utilizados para o presente trabalho, diferem das do Kodak 9000 3D no que diz respeito à alta filtração (15,7 mm e 14,1 mm, respectivamente), à alta camada semirredutora (9,4 e 9,3 respectivamente) e por aplicarem uma alta tensão (120 kV). Essas características refletem-se tanto na energia, quanto na intensidade do feixe que alcança o detector, assim como na quantidade de fótons que incidem sobre a superfície dos órgãos.

O i-CAT apresentou maior dose de radiação na superfície do detector (3,209 mGy), o que pode ser atribuído à utilização de uma tensão de 120 kV associada à corrente-tempo de 36,12 mAs. Com o Kodak 9000 3D, apesar de sua baixa tensão (70 kV), registrou-se 2,724 mGy no centro do detector, uma dose maior do que a do Gendex CB-500 (2,369 mGy), em consequência da utilização de um alto produto corrente-tempo (108 mAs). Por sua vez, o Gendex CB-500, embora possua estrutural e fisicamente as mesmas condições do i-CAT, sua dose de radiação foi menor (2,369 mGy), possivelmente por ter o produto corrente-tempo mais baixo (30 mAs) do que a deste último (36,12 mAs) .

Os três tomógrafos apresentaram um desvio abaixo de 10% entre a tensão nominal e a medida, o que demonstra que estavam calibrados e de acordo com a publicação de 2010 da *Health Protection Agency* (HPA, 2010), que indica, para controle de qualidade em TCFC, que os valores de exatidão da tensão não devem ultrapassar $\pm 10\%$ ou ± 10 kV, caso contrário seria um indicativo de suspensão das atividades com o equipamento. Para o Kodak 9000 3D, que apresentou maior desvio em relação a tensão medida e a nominal, recomenda-se a avaliação periódica do equipamento afim de realizar possíveis ajustes.

Entre os tomógrafos avaliados, o Kodak 9000 3D utilizou o maior produto corrente-tempo (108 mAs), aproximadamente três vezes mais que os outros dois, apesar de seu limitado valor de tensão, que não ultrapassa 90 kV; a utilização dessa corrente-tempo elevada visa à redução do ruído na imagem, pelo fato de o Kodak 9000 3D permitir cortes muito finos de até 0,076mm. Os outros dois equipamentos possuem a tensão fixa em 120 kV, por apresentarem espectros energéticos mais amplos, justifica-se a utilização de filtros mais espessos, o que propicia a retirada dos fótons de menor energia que contribuem apenas para o aumento da dose ao paciente e não possuem energia suficiente para alcançar o detector (Gendex CB-500: 15,7 mm; i-CAT: 14,1 mm).

A influência da filtração sugere a redução das doses de radiação. Alguns equipamentos começaram a incorporar 0,5 mm de cobre como filtro adicional, no sentido de reduzir essas doses (QU et al., 2010). Em um tomógrafo de feixe cônico Mercuray, após a inserção de filtros de cobre na saída do feixe de raios X, conseguiu-se a redução de doses em aproximadamente 14% (PALOMO; RAO; HANS, 2008).

A partir das avaliações das doses na superfície dos órgãos, foi possível verificar a interferência dos parâmetros de exposição como tensão, produto corrente-tempo, tamanho do campo de visão, o que em outro estudo também pôde ser avaliado em três diferentes tomógrafos de feixe cônico: Mercuray, NewTom 3G e i-CAT (LUDLOW et al., 2006).

No presente trabalho, as doses na superfície do órgão irradiado obtidas com a metodologia anteriormente descrita constam nos Gráfico 1 a 4.

O Gráfico 1, representa as doses de radiação obtidas no Kodak 9000 3D, apenas para uma articulação, com três protocolos, com as tensões de 60kV, 70kV e 80kV. Observa-se que a dose aumentou concomitantemente ao aumento da tensão, o que significa que a utilização de tensões mais baixas deve ser considerada, desde quando não haja comprometimento importante da qualidade da imagem. A qualidade da imagem em relação à alteração da tensão não foi, porém, avaliada, podendo ser objeto de trabalhos futuros.

O órgão mais irradiado foi o olho direito (protocolo 01: 1,22 mGy, protocolo 02: 1,68 mGy; protocolo 03: 2,14 mGy), uma vez que os olhos estão no mesmo plano horizontal da articulação temporomandibular, incidindo, assim, o centro do feixe com maior intensidade nessa região. Outro fator relevante foi a diferença constatada na dose entre os órgãos situados no lado direito e esquerdo. Como o Kodak 9000 3D obtém apenas uma articulação por exposição, devido o FOV ser limitado, conforme ilustrado pela Figura 15. Tomógrafos de FOV limitado, como o Kodak 9000 3D, só permitem o exame de uma ATM por vez, de forma que o isocentro do equipamento é deslocado lateralmente, de acordo com a articulação a ser examinada, ocasionando assim uma distribuição de dose não uniforme, como foi adquirida a imagem da ATM direita, este lado ficou mais próximo ao feixe incidente, justificando-se as doses mais altas de radiação aí obtidas. Com essa característica peculiar aos equipamentos de FOV limitado permite-se lançar mão quando necessita-se do estudo de regiões específicas como apenas uma ATM ou apenas uma unidade dentária, assim poupa-se outros órgãos do feixe direto de raios x reduzindo as doses sobre eles.

Para possibilitar a comparação com os outros equipamentos, foram somadas as doses obtidas em duas exposições, o que corresponderia à imagem das duas articulações, prática comum para o radiodiagnóstico. Com isso, o Gráfico 2 representa as doses no Kodak 9000 3D, cujo valor máximo foi de 3,63 mGy nos olhos, com a tensão de 80 kV. O segundo órgão mais irradiado foram as parótidas: na tensão de 80 kV, as doses chegaram a 0,65 mGy, porém não apresentaram valores discrepantes nas tensões de 60 kV e 70 kV (0,26 mGy e 0,27 mGy, respectivamente).

O IRSN (*Institute de Radioprotection et Sûreté Nucléaire*) realizou um estudo dosimétrico para vários exames com o K9000 3D. As aquisições volumétricas realizadas com diferentes tensões resultaram em doses de 0,15mGy e 0,09 mGy para os cristalinos esquerdo e direito, respectivamente, em um simulador antropomórfico de cabeça e pescoço com o protocolo de 80 kV e 107 mAs para imagens de molares da maxila, demonstrando que as doses aumentam a medida que utilizam-se tensões mais elevadas. Com esse mesmo protocolo, as parótidas atingiram 0,95 mGy (direita) e 0,66 mGy (esquerda). Tais resultados estão em consonância com os observados neste trabalho, uma vez que o aumento da tensão determinou o aumento da dose para os órgãos avaliados (gráfico 02) e por terem apresentado discrepância entre lado direito e esquerdo (gráfico 01).

O Gráfico 3 indica os valores de dose de radiação no Gendex CB 500. A realização dos três protocolos de exposição foram úteis na avaliação da influência do tamanho do FOV aplicados a obtenção das imagens da ATM e sua relação com as doses.

As doses maiores foram obtidas com o protocolo 01 (140 mm x 85 mm), e as menores, com o protocolo 02 (140 mm x 60 mm), quando se comparam FOVs com diâmetros iguais mas com alturas diferentes. Com o protocolo de altura maior os níveis foram de até 2,94 mGy no cristalino esquerdo, enquanto com o protocolo 02 alcançou 2,91 mGy na mesma região; assim sendo, independentemente do tamanho do FOV, os cristalinos não sofrem alterações severas nos seus valores de dose quando se realizam imagens da ATM com o Gendex CB 500. Os valores mais discrepantes surgiram, porém, quando foram avaliadas as parótidas, tendo-se registrado quase três vezes mais dose no protocolo 01, isto é devido as parótidas não estarem completamente dentro do campo útil no protocolo 02 o que faz com que reduza a exposição a este órgão.

Diferentemente dos outros dois equipamentos avaliados, com o Gendex CB 500 pode-se alterar o tamanho do diâmetro do feixe, não só na altura como também na distância laterolateral, o que possibilita a utilização de um detector com dimensões menores, para adquirir imagens com um volume maior, atualmente um fator preponderante na redução nos custos, pois detectores de CCD com grandes dimensões aumentam o custo na produção do equipamento. A manobra que o Gendex CB 500 utiliza na variação do diâmetro é realizada mediante um deslocamento geométrico, descrito por Scarfe e Farman (2008), em que há uma alteração do isocentro do feixe por meio da descentralização dos diafragmas dos colimadores no sentido laterolateral, de maneira que o feixe central possa incidir na margem do objeto, obtendo-se a imagem com a ampliação do campo de varredura do objeto. A Figura 18 mostra a limitação do protocolo 03 (85 mm x 85 mm), quando não se realiza a manobra supracitada há redução do diâmetro do feixe na realização do exame da ATM, pois este não consegue incluir perfeitamente a anatomia dessa região. Tal fato, inviabiliza a execução desse protocolo em um paciente adulto. Apesar dessa limitação, foram avaliadas as doses na superfície dos órgãos, observando-se que esse protocolo tem comportamento próximo ao do protocolo 02 (140 mm x 60 mm). Desse modo, mesmo com um diâmetro menor, não há redução nas doses quando se altera o diâmetro do feixe, devendo-se incluir, entre os critérios de proteção do indivíduo, a redução da altura do FOV.

De modo semelhante ao Gendex CB-500, o i-CAT comportou-se com doses muito próximas na avaliação dos cristalinos para os dois FOVs utilizados (Gráfico 04), porém, na avaliação das parótidas, houve reduções significativas quando a altura do FOV foi diminuída de 80 mm para 60 mm. Nos cristalinos, o valor máximo foi de 4,57 mGy no olho esquerdo. Já nas parótidas, o protocolo 02 (160 mm x 80 mm) forneceu uma dose absorvida cerca de oito vezes maior do que utilizando-se o protocolo 01 (160 mm x 60 mm): 4,02 mGy x 0,53 mGy.

Dessa forma, tanto com o Gendex CB-500 quanto com o i-CAT, quando se altera a altura do FOV, o grande impacto nas doses se faz sentir nas parótidas, pois a utilização de FOVs menores haverá menor contribuição do feixe primário sobre estes órgãos, ao contrário dos cristalinos, que não sofrem influência significativa por se situarem no centro do feixe e na mesma linha horizontal do posicionamento.

Para a comparação entre os três equipamentos, foi obtida o kerma médio nos órgãos (KMO) a partir da média do kerma na superfície do lado direito e do esquerdo, indicada no Gráfico 5. No cristalino, registrou-se o maior índice com o uso do i-CAT (3,98 mGy), seguido pelo Kodak 9000 3D (2,91 mGy) e pelo Gendex CB-500 (2,69 mGy). Porém nas parótidas, o Kodak 9000 3D foi o tomógrafo que apresentou menor dose (0,27 mGy), o que pode ser explicado pela relação entre a influência do FOV limitado à 5 mm de diâmetro e 3,7 mm de altura e a posição anatômica desses órgãos, o que faz com que o feixe não incida diretamente sobre essa estrutura. O i-CAT apresentou o kerma médio de 2,78 mGy nesses mesmos órgãos, enquanto com o Gendex CB-500 o índice foi mais baixo (1,55 mGy), apesar de os dois equipamentos possuírem características similares, o que se explicaria por ser o produto corrente-tempo um pouco maior no i-CAT (36,12 mAs x 30 mAs).

Ainda na avaliação do kerma médio, na submandibular e na tireoide os valores obtidos foram muito baixos, menores do que 0,24 mGy, para a submandibular no i-CAT, e abaixo de 0,15 mGy nos outros dois equipamentos. A tireoide foi que apresentou os valores mais baixos, entre 0,08 mGy e 0,008 mGy, por estarem mais distante do campo de radiação.

Os resultados obtidos demonstram que a restrição do campo de radiação à área de interesse é um fator importante na redução das doses: estando mais distantes do feixe primário, obtêm-se valores muito baixos nas aquisições da ATM nos três equipamentos.

Schulze, e colaboradores (2004) avaliaram a exposição à radiação em aquisições da região maxilofacial em tomógrafos médicos, em radiografias convencionais e em um tomógrafo de feixe cônico, visando a ponderar os riscos que cada modalidade de imagem oferece nos exames da região maxilofacial. O tomógrafo de feixe cônico utilizado foi um NewTom 9000, tendo-se obtido as imagens em um simulador antropomórfico de cabeça e pescoço, em que foram inseridos TLDs para avaliação das medidas dosimétricas. Apesar de o FOV utilizado cobrir a região do seio maxilar até a região da mandíbula, o cristalino apresentou 4,63 mGy, enquanto para a parótida e a tireoide os valores foram 5,72 mGy e 4,3 mGy, respectivamente. Esses resultados se aproximam dos que foram medidos no presente trabalho, principalmente nos cristalinos, apesar de ter-se utilizado um FOV máximo de 80 mm. Em outro trabalho com este mesmo equipamento utilizando FOV de 13 cm, foi avaliada

a dose efetiva em imagens maxilofaciais com vista à implantodontia, tendo-se obtido as seguintes medidas: 0,4 mGy nos cristalinos, 1,3 mGy nas parótidas e 0,783 na tireoide (MAH et al., 2003).

Palomo, Rao e Hans (2008), avaliando a influência das condições de exposição na dose de radiação em um tomógrafo de feixe cônico MercurRay, com alteração da tensão aplicada, do produto corrente-tempo, do FOV e com o uso de filtros adicionais, observaram que, com o protocolo de 15 mAs, 120 kVp e FOV de 12 polegadas, as doses nos cristalinos foram de 11,3 mGy e, na tireoide, de 8,4 mGy. Em outro estudo que utilizou o mesmo equipamento, foram obtidos 16,53 mGy para o cristalino, 14 mGy na parotida e 11,2 mGy para a tireoide (LUDLOW et al., 2006). Constata-se, assim, que o MercurRay demonstrou doses elevadas devido a utilização de FOVs considerados grandes. O que no presente estudo o FOV máximo foi de 160mm x 80 mm

As doses de radiação nos cristalinos e sua avaliação são de fundamental importância. Recentemente, a International Commission on Radiological Protection (ICRP) revisou as evidências epidemiológicas, sugerindo que o perfil de dose para a catarata deve ser considerado abaixo de 0,5 Gy em vez de 2 Gy, e o limite ocupacional nos cristalinos passou a ser de 20 mSv por ano (ICRP, 2012), o que revela necessidade de otimização dos protocolos, com vistas à redução dos riscos de algum dano a esse órgão. Isso evidencia o cuidado que deve-se ter com as seguidas exposições sobre o mesmo paciente, principalmente relacionadas com as repetições dos exames ocasionadas por um mal posicionamento da região anatômica. Na rotina da avaliação da ATM realiza-se uma exposição com boca fechada seguida de outra com a boca aberta. Nos nossos resultados o kerma médio no olho indicaram aproximadamente 4 mGy, o que segundo a rotina supracitada as doses irão dobrar, ou seja, alcançaram cerca de 8 mGy. Assim, nota-se que ao realizar dois procedimentos tomográficos para ATM em um ano as doses se aproximam do limite anual estabelecido pela ICRP. Vale ressaltar a necessidade de treinamento constante da equipe de profissionais que realizam os procedimentos de forma que seja reduzido ao máximo as repetições dos exames por erro de posicionamento do paciente

Segundo os dados obtidos no presente trabalho, tanto no Gendex CB-500 quanto no i-CAT, o tamanho do FOV não teve influência nas doses do cristalino sendo, porém, aconselhável, como forma de redução nessa estrutura, a utilização do produto corrente-tempo menor em ambos os equipamentos, sempre que possível. Também se poderia lançar mão da alteração da tensão, providência aplicável apenas no tomógrafo Kodak 9000 3D, que possibilitou a redução das doses mediante o uso de tensões mais baixas, uma vez que tanto no

Gendex quanto no i-CAT a tensão é fixa e estabelecida pelo fabricante. Outra possibilidade seria a utilização de óculos e protetores de tireoide plumbíferos (PRINS et al., 2011; GOREN et al., 2013; TSIKLAKIS et al., 2005).

Outro instrumento para avaliação dosimétrica consiste na utilização do produto kerma área no ar. No presente trabalho, o Kodak 9000 3D destaca-se em relação aos outros dois equipamentos avaliados por indicar os valores de P_{KA} em seus manuais e ao término da obtenção das imagens. Assim, na avaliação do desvio entre os valores indicados pelo fabricante e os medidos neste trabalho, foi constatada uma diferença abaixo de 5%, o que abona os resultados encontrados por estarem de acordo com o manual do respectivo equipamento segundo o qual os valores de P_{KA} podem variar em até 30%. O HPA (*Health Protection Agency*), por outro lado, recomenda que, apenas quando o valor do P_{KA} medido for maior do que o dobro indicado pelo fabricante, o equipamento não deve ser utilizado. Desta forma, o tomógrafo testado mostrou-se adequado para uso.

No Kodak 9000 3D, esses valores variaram conforme o aumento da tensão: de 351,2 mGy.cm², com a tensão de 60 kV, a 456,2 mGy.cm², com a de 70 kV, e a 522 mGy.cm² com a de 80 kV (TABELA 5). Interessante notar que à medida que o kV aumentou a diferença percentual em entre o P_{KA} nominal e o medido diminuiu, o que significa dizer que o equipamento trabalha de forma mais equilibrada em tensões mais elevadas.

O Gendex CB 500 apresentou para os FOVs utilizados nos protocolos 01, 02 e 03 os valores de 478,5 mGy.cm², 360,1 mGy.cm² e 438 mGy.cm², respectivamente. A relação entre o P_{KA} e o tamanho do FOV é notória na comparação entre os protocolos 01 e 02, pois, utilizando-se os mesmos parâmetros de exposição e reduzindo-se apenas a altura do campo, de 80 mm para 60 mm, as doses também foram reduzidas. Por outro lado, quando se alterou o diâmetro do feixe, como ocorreu no protocolo 03 (85 mm), observou-se que os índices de P_{KA} foram muito próximos dos obtidos com diâmetro de 140 mm, o que demonstra que a manobra utilizada altera apenas o isocentro geométrico, deslocando o campo no sentido laterolateral e não a dose de saída do feixe de raios-X.

O i-CAT foi o equipamento que apresentou maior índice de P_{KA} : 569,5 mGy.cm² e 718,2mGy.cm² nos dois protocolos utilizados, da mesma maneira que as doses na superfície dos órgãos foram maiores em relação aos outros equipamentos, o que pode ser explicado pela utilização de uma alta tensão (120 kV) associada à alta filtração (14,1 mm) e pelo elevado produto corrente-tempo, como já destacado anteriormente. Segundo a HPA, o P_{KA} é uma grandeza considerada útil na avaliação das doses em TCFC, sugerindo o valor de 250 mGy.cm² como nível de referência para esses exames.

Um tomógrafo de feixe cônico CS 9300 foi avaliado para aplicações em otorrinolaringologia, principalmente com protocolos que envolvem seios nasais e ouvido interno. Os pesquisadores registraram valores de P_{KA} de 1.370 mGy.cm² e 92 mGy.cm² para 85 kV, 56 mAs e FOV de 17 X 13cm e 90 kV, 76 mAs e FOV de 5 x 5cm, respectivamente (XU et al., 2012). Como os fatores de exposição (tensão e sobretudo corrente) e a dose variaram de forma inversa, fica clara a influência do FOV sobre a dose e mostra que equipamentos de FOV limitado podem ser mais adequados a determinados estudos tomográficos. Em trabalho realizado por Han e colaboradores (2012), também ficou evidenciada a relação entre o P_{KA} e o FOV por meio da comparação entre o FOVs grande, médio e pequeno, obteve-se valores de P_{KA} entre 2610,2 mGy.cm² e 618mGy.cm². No entanto nossos resultados constataram esta relação entre FOV e P_{KA} , porém indicando indícios de doses menores dos que foram encontrados por Han e cols. Nota-se, desta forma, necessidade da execução desses procedimentos com FOVs mais precisos e adequados à região de interesse.

Além do FOV adequado, os parâmetros de exposição otimizados podem levar à redução das doses como descrito por Vassileva e Stoyanov (2012), que avaliaram as doses em adultos e crianças com a utilização de protocolos específicos, tendo obtido 185 mGy.cm² e 54mGy.cm², respectivamente. Desse modo, fica evidente a necessidade de protocolos adequados a cada tipo de paciente e a redução das doses de radiação com alteração dos parâmetros de exposição.

A grandeza P_{KA} é uma forma fácil e acessível para avaliação de tecnologias e das práticas realizadas em TCFC, a qual está em função da tensão, do produto corrente-tempo e do FOV utilizado. Ainda assim, pode ser utilizada como parâmetro básico para otimização de protocolos, visando a fornecer as menores doses possíveis ao paciente durante a execução do procedimento, além do estabelecimento de níveis de referência e comparação com outras técnicas de imagem em Odontologia. No entanto, torna-se limitado para estimar a dose efetiva no paciente, mediante um fator de conversão, em vista a forma com que o operador posiciona o paciente para a realização do exame e as distintas regiões anatômicas de interesse.

O P_{KA} e o CTDI foram utilizados como método de avaliação da dose efetiva de radiação em um equipamento de TCFC em um sistema que simula o paciente, detectando-se uma assimetria na dose de radiação a depender do tamanho do campo de visão e do local do centro de rotação do *gantry*, indicando que o CTDI não é um método seguro para pequenos volumes. Caso o equipamento de TCFC não possua rotação completa de 360°, os valores de dose na periferia do CTDI são divergentes, (LOFTHAG-HASEN et al., 2008), tendo-se

concluído, em outro estudo, que o CTDI deve ser utilizado para FOVs maiores. (LUDLOW et al., 2008). Outro fator que inviabiliza o CTDI é o fato de ele ser medido convencionalmente em um comprimento de 10 cm, sendo, portanto, muito curto para verificar-se a contribuição da radiação espalhada. (LOUBELE et al., 2008).

7 CONCLUSÃO

Os equipamentos de TCFC apresentam características diferentes entre si, quer pelos fatores técnicos de exposição como tensão e produto corrente-tempo, quer pela filtração e pelos distintos tamanhos do campo de radiação, o que se reflete diretamente na dose de radiação obtidas neste tipo de método de diagnóstico por imagem.

Com a alteração dos protocolos utilizados, foi possível constatar a redução das doses nos órgãos quando são empregadas tensões do tubo de raios X mais baixas e quando se opta pela utilização do produto corrente-tempo menores.

Outra forma de redução das doses foi obtida com a diminuição do FOV, mais precisamente a sua altura, de forma que, quanto menor a altura do FOV menor foi a dose de radiação na superfície dos órgãos, principalmente sobre as parótidas. Por outro lado, a alteração do tamanho do diâmetro do feixe não traz reduções significativas nas doses fornecidas.

Pôde-se observar que, dentre os órgãos mais irradiados, aparecem os cristalinos e as parótidas, enquanto que a tireoide e as submandibulares apresentaram menores índices de exposição em comparação com os outros órgãos.

O P_{KA} surge como um método simples e aplicável às praticas realizadas em TCFC, o qual a medida que os valores da quilovoltagem (kV) e da altura do FOV são maiores, o P_{KA} também irá aumentar.

REFERÊNCIAS

AIKEN, A.; BOULOUX, G.; HUDGINS, P. MR imaging of the temporomandibular joint. **Magnetic Resonance Imaging Clinics of North America**, Philadelphia, v. 20, n. 3, p. 397-412, Aug. 2012.

ALOMAR, X. et al. Anatomy of the temporomandibular joint. **Seminars Ultrasound CT MR**, Philadelphia, v. 28, n. 3, p. 170-183, June 2007.

ANGELOPOULOS, C.; SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. A comparison of maxillofacial CBCT and medical CT. **Atlas Oral Maxillofacial Surgery Clinics**, Philadelphia, v. 20, n. 1, p. 1-17, Mar. 2012.

BABA, R. et al. Comparison of flat panel detector and image-intensifier detector for cone-beam CT. **Computerized Medical Imaging and Graphics**, Elmsford, v. 26, n. 3, p. 153-158, May/June 2002.

BADIM, J.; BADIM, J. M. D. D. Disfunção da articulação temporomandibular (ATM). **Revista da Sociedade Brasileira de Cirurgia Plástica**, São Paulo, v. 17, n. 1, p. 51-68, jan./abr. 2002.

BALLRICK, J. W. et al. Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v. 134, n. 4, p. 573-582, Oct. 2008.

BARGHAN, S.; TETRADIS, S.; MALLYA, S. Application of cone beam computed tomography for assessment of the temporomandibular joints. **Australian Dental Journal**, Sydney, v. 57, Suppl. 1, p. 109-118, Mar. 2012.

BONTRAGER, K.; LAMPIGNANO, J. P. **Tratado de posicionamento radiográfico e anatomia associada**. 6. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.

BRENNAN, J. An introduction to digital radiography in dentistry. **Journal of Orthodontics**, Oxford, v. 29, n.1, p. 66-69, Mar. 2002.

BRENNER, D. J.; HALL, E. J.; PHIL, D. Computed tomography: an increasing source of radiation exposure. **New England Journal of Medicine**, Boston, v. 357, n. 22, p. 2277-2284, Nov. 2007.

BROOKS, S.; LANZETTA, M. Absorbed doses from temporomandibular joint radiography. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology**, St. Louis, v. 59, n. 6, p. 647-652, June 1985.

BROOKS, S. L. et al. Imaging of the temporomandibular joint. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics**, St. Louis, v. 83, n. 5, p. 609-618, May 1997.

BRUSCATO, F. C. **Tomografia computadorizada volumétrica de feixe cônico no estudo da morfologia do canal radicular**. 2007. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade de Taubaté, São Paulo, 2007.

BUZUG, T. M. **Computed tomography: from photon statistics to modern cone-beam CT**. Berlin; Heidelberg: Springer-Verlag, 2008.

CHAU, A. C. M.; FUNG, K. Comparison of radiation dose for implant imaging using conventional spiral tomography, computed tomography, and cone-beam computed tomography **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endotology**, St. Louis, v. 107, n.4, p. 559-565, 2009.

COHEN, B. L. Cancer risk from low-level radiation. **American Journal of Radiology**, New York, v. 179, n. 5, p. 1137-1143, 2002.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR-CNEN. **Diretrizes básicas de radioproteção. CNEN NE 3.01**. Rio de Janeiro, 2005.

DWORKIN, S. F.; LERESCHE, L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. **Journal of Craniomandibular Disorders**, Lombar, v. 6, n. 4, p. 301-355, 1992.

EMSHOFF, R.; RUDISCH, A. B.; INNSBRUCK, A. U. O. Validity of clinical diagnostic criteria for temporomandibular disorders. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics**, St. Loius, v. 91, n. 1, p. 50-55, Jan. 2001.

EMSHOFF, R. et al. Magnetic resonance imaging findings of osteoarthritis and effusion in patients with unilateral temporomandibular joint pain. **International Journal of Oral Maxillofacial Surgery**, Copenhagen, v. 31, n. 6, p. 598-602, 2002.

EUROPEAN COMMISSION. Council Directive 97/43/Euratom on Health Protection of Individuals against the Dangers of Ionizing Radiation in Relation to Medical Exposure, and Repealing Directive 84/466/Euratom. **Journal European Commission**, Luxemburg, June 1997.

EUROPEAN COMMISSION. **Council directive 16262. European guidelines on quality criteria for computed tomography**, Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 1998.

EUROPEAN COMMISSION. **Radiation protection 136. European guidelines on radiation protection in dental radiology**. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 2004.

FREITAS, A. **Radiologia odontológica**. São Paulo: Artes Médicas, 2004.

GEDRANGE, T. et al. Comparison of reference points in different methods of temporomandibular joint imaging. **Advances in Medical Sciences**, Bialystok, v. 57, n. 1, p. 157-162, June 2012.

GIL, C. et al. MRI analysis of the relationship between bone changes in the temporomandibular joint and articular disc position in symptomatic patients. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v. 41, n. 5, p. 367-372, July 2012.

GOREN, A. et al. Effect of leaded glasses and thyroid shielding on cone beam CT radiation dose in an adult female phantom. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v. 42, n.6, p. 1-7, Feb. 2013.

GULDNER, C. et al. Potential of dosage reduction in cone-beam-computed tomography. **European Archives of Oto-Rhino-Laryngology**, Heidelberg, v. 270, n. 4, p. 1307-1315, Sept. 2013.

HAITER NETO, F. et al. Avaliação de cinco técnicas radiográficas da ATM na observação de desgastes ósseos realizados na fossa mandibular e eminência articular de crânios macerados. **Rev. FOB**, São Paulo v. 8, n. 1/2, p.11-22, jan./jun. 2000.

HAN, S. et al. Dose area product measurement for diagnostic reference levels and analysis of patient dose in dental radiography. **Radiation Protection Dosimetry**, Ashford, v. 150, n. 4, p. 523-531, Dec. 2012.

HASHIMOTO, K. et al. A Comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical ct machine. **Oral Surgery, Oral Medical, Oral Pathology, Oral Radiology Endodontics**, St. Louis, v. 95, n.3, p. 371-377, Mar 2003.

HELMROT, E.; CARLSSON A.G. Measurement of radiation dose in dental radiology. **Radiation Protection Dosimetry**, Ashford, v. 114, n. 1-3, p. 168-171, 2005.

HENDEE, W. R.; RITENOUR, E. R. **Medical imaging physics**. 4.ed. New York: Wiley-Liss, 2002.

HPA. Health Protection Agency. **HPA-CRCE-010. Guidance on the safe use of dental cone beam CT equipment**. Chilton: Health Protection Agency, 2010.

IAEA. International Atomic Energy Agency. **Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice**. Technical Reports Series n. 457, Vienna, 2007.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. Publication 60. Oxford, 1990.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. Publication 103. Oxford, 2007.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Statement on Tissue Reactions**. ICRP 4825-3093-1464, Seoul, Korea, Apr. 2011.

INIEWSKI, K. **Medical imaging principles, detectors, and electronics**. New Jersey: Wiley & Sons, 2009.

IRSN. Dosimetric evaluation in dental radiology radiological procedures performed for panoramic and volume acquisitions with the Kodak 9000 3D device. **Radiological Protection and Human Health**, Report n. 2008-07, Paris, 2008.

ISBERG, A. **disfunção da articulação temporomandibular: um guia para o clínico**. São Paulo: Artes Médicas, 2005.

JONES, D. G.; SHRIMPTON, P. C. Survey of CT practice in the UK, Part 3: Normalised organ doses calculated using Monte Carlo techniques. **NRPB-R250 National Radiological Protection Board**, Chilton, 1991.

KALENDER, W. A. X-ray computed tomography. **Physics in Medicine and Biology**, London, v. 51, n. 13 p. R29-R43, July 2006.

KALENDER, W. A. et al. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. **Radiology**, Easton, v. 176, n. 1, p. 183-183, July 1990.

KILJUNEN, T. **Patient doses in CT, dental cone beam CT and projection radiography in Finland, with emphasis on paediatric patients.** (Academic Dissertation) -University of Helsinki, Helsinki, 2008.

KRISJANE, Z. et al. The prevalence of TMJ osteoarthritis in asymptomatic patients with dentofacial deformities: a conebeam CT study. **International Journal of Oral Maxillofacial Surgical**, Copenhagen, v. 41, n. 6, p. 690-695, June 2012.

KRISHNAMOORTHY, B. et al. TMJ imaging by CBCT: Current scenario. **Annals of Maxillofacial Surgery**, India, v.3, n.1, p.80-83, Jan.2013.

LARHEIM, T. A.; WESTESSON, L. P. **Maxillofacial imaging.** Berlin; Heidelberg: Springer-Verlag, 2006.

LEITZ, W.; AXELSSON, B.; SZENDRO, G. Computed tomography dose assessment: a practical approach. **Radiation Protection Dosimetry**, Ashford, v. 57, n. 1-4, p. 377-380, Jan. 1995.

LENGUAS SILVA, A. L. et al. Tomografía computerizada de haz cónico. Aplicaciones clínicas en Odontología; comparación con otras técnicas. **CientíficaDental**, Madrid, v. 7, n. 2, p. 147-159, Aug. 2010.

LIANG, X. et al. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. **European Journal of Radiology**, Stuttgart, v. 75, n. 2, p. 265-269, May 2010.

LIBRIZZI, Z. T. et al. Cone-beam computed tomography to detect erosions of the temporomandibular joint: effect of field of view and voxel size on diagnostic efficacy and effective dose. **American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v. 140, n. 1, p. 25-30, July. 2011.

LOFTHANG-HANSEN, S. et al. Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v. 37, n. 2, p. 72-79, Feb. 2008.

LOUBELE, M. et al. Image quality vs radiation dose of four cone beam computed tomography scanners. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v. 37, n. 6, p. 309-318, Sep. 2008.

LOUBELE, M. et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. **European Journal of Radiology**, Stuttgart, v. 71, n. 3, p. 461-468, Sept. 2009.

LUDLOW, J. B.; IVANOVIC, M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT. **Oral Surgery, Oral Medical, Oral Pathology, Oral Radiology Endodontics**, St. Louis, v. 106, n.1, p. 106-114, July 2008.

LUDLOW, J. B. et al. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v. 35, n.4, p. 219-226, July 2006.

MAH, J. K. et al. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. **Oral Surgery, Oral Medical, Oral Pathology, Oral Radiology Endodontics**, St. Louis, v. 96, n. 4, p. 508-513, Oct. 2003.

MAHESH, M. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. Search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple-row detector. **Radiographics**, Easton, v. 22, n. 4, p. 949-962, July-Aug. 2002.

MELCHIORRE, D. et al. A comparison of ultrasonography and magnetic resonance imaging in the evaluation of temporomandibular joint involvement in rheumatoid arthritis. **Rheumatology**, Oxford, v. 42, n. 5, p. 673-676, May 2003.

MERCURI, L. G. Osteoarthritis, osteoarthrosis, and idiopathic condylar resorption. **Oral and maxillofacial surgery clinics of North America**, Philadelphia, v. 20, n.2, p. 169-183, May 2008.

MIRACLE, A. C.; MUKHERJI, S. K. Conebeam CT of the head and neck. Part 1: physical principles. **American Journal of Neuroradiology**, Baltimore, v. 30, n. 6, p. 1088-1095, June 2009.

MORITA J.3D Accuitomo 80 Brochure. Disponível em: <http://www.morita.com/usa/root/img/pool/pdf/product_brochures/3d_accuitomo_0508_v11-singles.pdf>. Acesso em:2012.

MOZZO, P. et al. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. **European Radiology**, Berlin, v. 8, n. 9, p. 1558-1564, 1998.

OMNELL, K.; PETERSSON, A. Radiography of the temporomandibular joint utilizing oblique lateral transcranial projections. Comparison of information obtained with standardized technique and individualized technique. **Odontologisk Revy**, Malmo, v. 27, n. 2, p. 77-92, 1976.

PALCONET, G. et al. Correlating cone beam CT results with temporomandibular joint pain of osteoarthritic origin. **Dentomaxillofacial Radiology**, v.41, n. 2, p.126-130, Feb. 2012.

PALOMO, J. M.; RAO, S. P.; HANS, M. G. Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. **Oral Surgery, Oral Medical, Oral Pathology, Oral Radiology Endodontics**, St. Louis, v. 105, n. 6, p. 773-782, June 2008.

PETERSSON, A. What you can and cannot see in TMJ imaging: an overview related to the RDC/TMD diagnostic system. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 37, n. 10, p. 771-778, Oct. 2010.

PIMENTEL, R. A.; MARCHI, I. M. C.; CAVALCANTI, P. S. N. Técnicas radiográficas para estudo da articulação temporomandibular (ATM). **Odontologia Clínico-Científica**, Recife, v. 7, n. 1, p. 13-17, jan./mar. 2008.

POPPE, B. et al. Dose-area product measurements in panoramic dental radiology. **Radiation Protection Dosimetry**, Ashford, v. 123, n. 1, p. 131-134, Jan. 2007.

PRINS, R. et al. Significant reduction in dental cone beam computed tomography (CBCT) eye dose through the use of leaded glasses. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, St. Louis, v. 112, n. 4, p. 502-507, Oct. 2011.

QU, X. M. et al. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology Endodontics**, St. Louis, v. 110, n.6, p. 770-776, Dec. 2010.

QU, X. et al. Thyroid shields for radiation dose reduction during cone beam computed tomography scanning for different oral and maxillofacial regions. **European Journal of Radiology**, Stuttgart, v. 81, n. 3, p.376-380, Mar. 2012.

RAO, V. M. Imaging of the temporomandibular joint. **VI Seminars in Ultrasound, CT, and MRI**, Philadelphia, v. 16, n. 6, p. 513-526, Dec. 1995.

REISER, M. F. et al. **Multislice CT**. 3rd. ed. Berlin; Heidelberg: Springer-Verlag, 2009.

ROBERTS, D. et al. Radiologic Techniques Used to Evaluate the Temporomandibular Joint I. Conventional Methods. **Anesthesia Progress**, Bronx, v. 31, n. 5, p. 197-206, Sept./Oct. 1984.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. What is a cone beam CT and how does it work? **Dental Clinics of North America**, Philadelphia, v. 52, n. 4, p. 707-730, Oct. 2008.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G.; SUKOVIC, P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. **Journal Canadian Dental Association**, Ottawa, v. 72, n. 1, p. 75-80, Feb. 2006.

SCHNEIDER, A. et al. A comparison of MRI, radiographic and clinical findings of the position of the tmj articular disc following open treatment of condylar neck fractures. **The British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, Edinburgh, v. 45, n. 7, p. 534-537, Oct. 2007.

SCHULZE, D. et al. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v. 33, n. 2, p. 83-86, Mar. 2004.

SEDENTEXCT. Safety and efficacy of a new and emerging dental X-ray modality. **Project Final Report**, 2011.

SILVA, M. A. G. et al. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v. 133, n. 5, p. 640.e.1-5, May 2008.

THILANDER-KLANG, A.; HELMROT, E. Methods of determining the effective dose in dental radiology. **Radiation Protection Dosimetry**, Ashford, v. 139, n. 1-3, p. 306-309, June 2010.

TSIKLAKIS, K.; SYRIOPOULOS, K.; STAMATAKIS, H. C. Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v. 33, n. 3, p. 196-201, May 2004.

TSIKLAKIS, K. et al. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose cone beam CT. **European Journal of Radiology**, Stuttgart, v. 56, n. 3, p. 413-417, Dec. 2005.

UNSCEAR. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. **Report to the General Assembly, with Scientific Annexes**, 1993.

VASSILEVA, J.; STOYANOV, D. Quality control and patient dosimetry in dental cone beam CT. **Radiation Protection Dosimetry**, Ashford, v. 139, n. 1-3, p. 310-312, June 2010.

WESSELY, M. A.; YOUNG, M. F. Magnetic resonance imaging of the temporomandibular joint. **Clinical Chiropractic**, London, v. 11, n. 1, p. 37-44, Mar. 2008.

WHAITES, E. **Princípios de radiologia odontológica**. 4. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2009.

WOLBRAS, A. B. **Looking within**: how X-RAY, CT, MRI, ultrasound, and other medical images. Berkeley; Los Angeles: University of California Press, 1999.

XU, J. et al. Technical assessment of a cone-beam CT scanner for otolaryngology imaging: image quality, dose, and technique protocols. **Medical Physics**, Lancaster, v. 39, n. 8, p. 4932-4942, Aug. 2012.

ZANKL, M.; PANZER, W.; DREXLER, G. The calculation of organ doses from computed tomography examinations. **Radiation Protection Dosimetry**, Ashford, v. 43, n 1-4, p. 237-239, 1992.

ANEXO-A

CERTIFICADOS DE CALIBRAÇÃO DOS INSTRUMENTOS DE MEDIDA



Certificate of Conformance

Ref No.: 22941

Issued to

IFBA - Instituto Federal Da Bahia
 NTS/LAFIR
 Rua Emidio Dos Santos S/N
 40301-015 - Salvador - BA
 Brazil

Identification

MODEL AGDM ACCU-GOLD DIGITIZER MODULE S/N 40-0209
 MODEL AGMS-D MULTISENSOR, DIAG S/N 41-0155
 MODEL AGMS-M MULTISENSOR, MAM S/N 42-0045
 MODEL RAPD-W-RFB RAPIDOSE DIGITIZER-WIDE RANGE REFUR S/N 01B-08-0103
 MODEL DDXR-W DOSE DIODE - WIDE RANGE S/N 81-4071
 MODEL RAPD-M RAPIDOSE DIGITIZER-M S/N 01B-10-20220

The equipment identified above has been calibrated and tested using production acceptance procedure A4500005, Radcal Quality Manual PP1007, Radcal Policy and Procedure PP1038, PI1045, PI1055, and other related documents. These test procedures are designed to ensure that the tested equipment meets or exceeds all aspects of Radcal's published product specifications and the requirements of ANSI/NCLS Z540-1-1994, Part II. The equipment has been found to conform in all respects.

All measurements performed during the acceptance testing employ equipment traceable to NIST or another recognized national laboratory such as Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB).

For additional information please refer to Radcal's Product note: "The Importance of Conformance Testing". Radcal recommends revalidation in 12 months.

Certificate Issue Date: 09-May-12

By: 
 Authorized Representative

Radcal Corporation

426 W. Duarte Rd. Monrovia, CA 91016

Tel: (626) 357-7921 FAX: (626) 357-8863 email: service@radcal.com

Note: This Certificate of Conformance shall not be reproduced except in full, without the written approval of Radcal Corporation.

Page 1 of 1
 A450005 R



Calibration Certificate for transparent KERMAX-plus Systems

Date : 31.05.10
 Model-Nr. : 120-131 TinO
 Serial-Nr. : 01A00124

Calibration Settings

generator	Standard 50
field at reference	250 cm ²
distance focus-ref.	87 cm
total filtration	2,5 mm Al

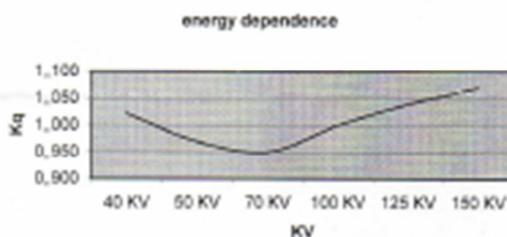
Kermax characteristics

total filtration	< 0,5 mm Al
fieldsize	46,2 cm ²
transparency	>75 %
test-pulses at 20°C	1000 ±50

Reference: Dosemeter Type: Fluke 35040, ser-nr.: 99788, with
 Ionisation-chamber IC300 ser-nr.: 001, calibrated: 08.02.10

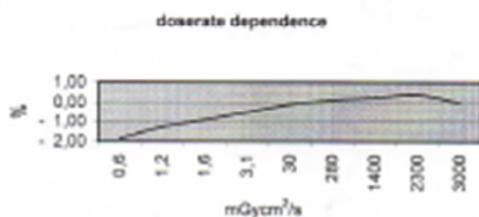
typical energy dependence according to IEC 60580 (± 8%)

Voltage	correction factor
40 KV	1,022
50 KV	0,970
70 KV	0,950
100 KV	1,000
125 KV	1,040
150 KV	1,070



typical dose rate dependence according to IEC 60580 (± 5% at $1 \text{ mGy cm}^{-2} / \text{s}$)

dose rate [mGy·cm ² /s]	deviation [%]
0,6	- 1,85
1,2	- 1,26
1,8	- 0,90
3,1	- 0,50
30	- 0,10
280	0,13
1400	0,25
2300	0,40
3000	0,00



tested by : R. Ströbel

FO A/SL 221-4/42-00