

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR**

**COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR
CENTRO REGIONAL DE CIÊNCIAS NUCLEARES DO NORDESTE**

Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares

**DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE
CÔNICO NA ODONTOLOGIA**

MARCOS ELY ALMEIDA ANDRADE

Orientadora: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury

Co-orientador: Prof. Dr. Richard Kramer

Recife, PE
Agosto, 2013

MARCOS ELY ALMEIDA ANDRADE

**DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE
FEIXE CÔNICO NA ODONTOLOGIA**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação
em Tecnologias Energéticas e Nucleares para
obtenção do título de Doutor em Ciências, Área
de Concentração: Dosimetria e Instrumentação.

Orientadora: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury

Co-orientador: Prof. Dr. Richard Kramer

Recife, PE
Agosto, 2013

Catálogo na fonte
Bibliotecário Carlos Moura, CRB-4 / 1502

A553d Andrade, Marcos Ely Almeida.
Dosimetria em tomografia computadorizada de feixe cônico na odontologia. / Marcos Ely Almeida Andrade. - Recife: O Autor, 2013.
110 folhas, il., figs., tabs.

Orientadora: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury.
Co-orientador: Prof. Dr. Richard Kramer.
Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2013.
Inclui Referências e Apêndice.

1. Tomografia computadorizada de feixe cônico. 2. Dosimetria. 3. Produto kerma ar-área. 4. Qualidade de imagem. I. Khoury, Helen Jamil (orientadora). II. Kramer, Richard (co-orientador). III. Título.

CDD 612.01448 (21. ed.)

UFPE
BDEN/2013-18

DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO NA ODONTOLOGIA

Marcos Ely Almeida Andrade

APROVADA EM: 02.08.2013

ORIENTADORA: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Richard Kramer

COMISSÃO EXAMINADORA

Profa. Dra. Helen Jamil Khoury – DEN/UFPE

Prof. Dr. Richard Kramer – DEN/UFPE

Prof. Dr. Vinícius Saito Monteiro de Barros – DEN/UFPE

Profa. Dra. Márcia Maria Fonseca da Silveira – Radiologia Odontológica/FOP/UPE

Prof. Dr. João Batista Sobrinho do Nascimento Neto – Radiologia Odontológica/FOP/UPE

Profa. Dra. Linda Viola Ehlin Caldas – IPEN/CNEN

*Ao meu avô Duzinho e seu
centenário exemplo de retidão,
compromisso e união.*

AGRADECIMENTOS

Aos professores Dra. Helen Khoury e Dr. Richard Kramer, pela orientação, pelas inegáveis condições de trabalho fornecidas e, acima de tudo, por acreditar e insistir no meu potencial como professor e pesquisador.

Aos professores membros das bancas examinadoras dos seminários, qualificação e defesa de tese, pelos conselhos, críticas e sugestões, que contribuíram para a elaboração deste trabalho.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, pelo auxílio financeiro.

A toda a equipe de professores, funcionários e colegas do LMRI e do DEN, pelo apoio e incentivo e auxílio na realização desta pesquisa.

Aos funcionários e diretores da clínica Radioface, em especial ao Dr. João Batista e ao Tec. Elson Santos, por permitir a realização da pesquisa e auxiliar nas medições.

Aos amigos e colegas de incansáveis batalhas e eternas alegrias, pelas contribuições a este trabalho e pelo apoio nos momentos mais difíceis.

À minha pequena, por suportar as dificuldades, dividir as decepções e multiplicar as alegrias em todo este percurso.

Aos meus pais, irmãos, tios e primos, pelo incentivo e por acreditar, mesmo com tanta distância física.

Ao Pai Celestial, por tudo.

*“O fardo é proporcional às forças, como
a recompensa será proporcional à
resignação e à coragem”*

Allan Kardec

RESUMO

A tomografia computadorizada tem sido bastante utilizada na Odontologia, com aplicações em diversas especialidades, destacando-se o planejamento de implantes dentários. Avanços tecnológicos permitiram o desenvolvimento da tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT), que produz imagens com resolução mais elevada que os tomógrafos helicoidais. Este trabalho teve como objetivo realizar um estudo dosimétrico e de qualidade das imagens de equipamentos de CBCT utilizados na Odontologia, mais especificamente no planejamento de implantes dentários. O estudo foi realizado com três tomógrafos de feixe cônico: i-CAT classic; PreXion 3D; e Kodak 9000, utilizando diferentes protocolos de aquisição e tamanhos de campos de radiação (FOVs). Foram estimados os valores de produto kerma ar-área (P_{KA}) e kerma ar na superfície utilizando um phantom antropomórfico, modelo RS-250, um medidor de P_{KA} e dosímetros termoluminescentes (TLDs) posicionados na região dos olhos, glândulas parótidas, submandibulares e tireoide. Também foram realizadas medições das doses absorvidas nos órgãos, com dosímetros TL inseridos em um phantom Alderson RANDO, na posição de vários órgãos, tais como olhos, tireoide, medula óssea e cérebro. A qualidade das imagens foi avaliada utilizando simuladores de controle de qualidade, fornecidos com o tomógrafo i-CAT classic, e analisando os parâmetros físicos, medidos nas imagens do phantom RS-250: razão sinal-ruído (SNR); razão contraste ruído (CNR); e contraste (C). Os resultados mostraram que os valores de P_{KA} obtidos com o i-CAT classic variaram de 24 a 180 $\mu\text{Gy.m}^2$ e com o PreXion 3D, a variação foi de 70 a 138 $\mu\text{Gy.m}^2$, dependendo do protocolo de irradiação. A comparação do P_{KA} obtido com estes tomógrafos, utilizando FOV de tamanho semelhante e o mesmo protocolo de aquisição, mostrou que os valores obtidos com o i-CAT classic foram menores que os valores obtidos com o PreXion 3D. No caso do Kodak 9000, foi utilizado apenas um protocolo e o P_{KA} obtido foi de 69 $\mu\text{Gy.m}^2$, que é menor que o P_{KA} com o i-CAT para o mesmo tamanho de campo. Os valores de kerma ar na superfície na região dos olhos variaram de 0,08 a 3,39 mGy; nas parótidas, de 0,50 a 4,14 mGy; nas submandibulares, de 0,09 a 2,95 mGy; e na tireoide, de 0,05 a 1,32 mGy. Observou-se, para o tomógrafo i-CAT classic, que uma redução no tamanho de campo pode resultar em redução de até 90% no kerma ar na região dos olhos. Os valores de doses absorvidas nos órgãos foram, em grande parte, mais elevados para os exames efetuados com o tomógrafo PreXion 3D. Porém, como o PreXion 3D utiliza um tamanho de campo menor, alguns órgãos apresentaram doses menores em relação ao i-CAT classic, como tireoide e esôfago. É possível concluir que os resultados de doses absorvidas obtidos foram similares a outros trabalhos publicados e muito inferiores às doses obtidas com exames em tomógrafos helicoidais. Os protocolos de alta-resolução resultaram em doses absorvidas mais elevadas, porém, com relação às imagens avaliadas, apresentaram melhor resolução espacial, mas sem variação dos valores de SNR ou CNR. Portanto, nos exames em que não há necessidade de visualizar detalhes, os protocolos padrões são recomendados, por resultarem em metade da dose absorvida no paciente.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada de feixe cônico; dosimetria; produto kerma ar-área; qualidade de imagem.

ABSTRACT

The computed tomography has been widely used in Odontology, with applications in several specialties, especially in the dental implant planning. Technological advances allowed the development of cone-beam computed tomography (CBCT), which produces images with higher resolution than the helical CT equipment. The aim of this work was to perform a dosimetric and image quality study of CBCT scanners used in Odontology, more specifically in the dental implant planning examinations. The study was conducted with three CBCT scanners: i-CAT classic; PreXion 3D; and Kodak 9000, using different acquisition protocols and field of view (FOV) sizes. The air kerma-area product and the surface air kerma were estimated using an anthropomorphic phantom, model RS-250, a P_{KA} meter and thermoluminescent dosimeters (TLD) positioned at the region of the eyes, parotid and submandibular glands and thyroid. Measurements of organ absorbed doses were also performed, with TL dosimeters inside a Alderson RANDO phantom, in the position of several organs, such as eyes, thyroid, bone marrow and brain. The image quality was evaluated using quality control simulators, provided with the i-CAT classic scanner, and analysing the physical parameters, measured in the RS-250 phantom's images: signal to noise ratio (SNR); contrast to noise ratio (CNR); and contrast (C). The results showed that the P_{KA} values obtained with the i-CAT classic varied from 24 to 180 $\mu\text{Gy.m}^2$ and with the PreXion 3D, varied in the range of 70 and 138 $\mu\text{Gy.m}^2$, depending on the irradiation protocol. The comparison of the P_{KA} values obtained with these scanners using similar FOV and the same acquisition protocol, showed that the values with the i-CAT classic are lower than the ones obtained with the PreXion 3D. In the case of the Kodak 9000, it was used only one protocol and the P_{KA} obtained was 69 $\mu\text{Gy.m}^2$, which is lower than the P_{KA} with the i-CAT for the same FOV size. The surface air kerma values at the region of the eyes varied from 0.08 to 3.39 mGy; at the parotids, from 0.50 to 4.14 mGy; at the submandibulars, from 0.09 to 2.95 mGy; and at the thyroid from 0.05 to 1.32 mGy. It could be observed that, for the i-CAT classic scanner, a reduction of the field of view size may result in up to 90% reduction of the surface air kerma at the region of the eyes. Most of the organ absorbed doses were higher with the examinations performed with the PreXion 3D. However, as the PreXion uses a smaller field size, some organs presented lower doses compared to the i-CAT classic, such as thyroid and oesophagus. It is possible to conclude that the absorbed doses results were similar to those presented in other published works and much lower in comparison to the doses obtained with helical tomographic examinations. The high-resolution protocols resulted in higher doses, but with regard to the evaluated images, they presented better spatial resolution, but no change in the SNR or CNR values. Therefore, in the examinations where there is no need to view details, the standard protocols are recommended for resulting in half the patient absorbed doses.

Keywords: Cone-beam computed tomography; dosimetry; air kerma-area product; image quality.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Imagens tomográficas reproduzindo secções da região bucomaxilofacial em diferentes planos espaciais: coronal (a); axial (b); e sagital (c).....	20
Figura 2 – Imagens produzidas com uma rotação em um tomógrafo computadorizado de feixe cônico para planejamento de implante. As setas mostram o posicionamento simulado de implantes e próteses (setas) no planejamento pré-cirúrgico.	21
Figura 3 – Fotografia de tomógrafo computadorizado helicoidal multicortes (a) e imagem de corte tomográfico axiais da maxila (b), mostrando a possibilidade de diferenciar tecidos com densidades próximas, com reduzida sobreposição.	22
Figura 4 – Esquema mostrando a diferença de movimentação na aquisição de imagens entre tomógrafos axiais/sequenciais (A) e tomógrafos helicoidais (B).	23
Figura 5 – Esquema mostrando a largura do feixe de radiação em um tomógrafo multicortes, em comparação a um tomógrafo de corte-único.	23
Figura 6 – Artefatos (riscos, indicados por setas) produzidos em CT helicoidal, causados pela presença de restaurações odontológicas metálicas no feixe de raios X.....	24
Figura 7 – Desenho esquemático dos componentes de um tomógrafo de feixe cônico, modelo MiniCAT, mostrando o sistema de aquisição de imagens, composto pelo <i>gantry</i> , e o sistema computacional para reconstrução e processamento das imagens.	25
Figura 8 – Esquema mostrando as diferenças na geometria do feixe, nos detectores e na reconstrução dos cortes tomográficos utilizando tomógrafos de feixe cônico (<i>esquerda</i>) e tomógrafos convencionais de corte-único (<i>direita</i>).	26
Figura 9 – Esquema da composição de um tubo intensificador de imagens.	28
Figura 10 – Esquema mostrando um detector plano, composto de uma matriz de silício amorfo coberta por uma camada de cintilador.	29
Figura 11 – Modelos de tomógrafos de feixe cônico.	30
Figura 12 – Imagens do tomógrafo NewTom 3G, mostrando o <i>gantry</i> fechado, semelhante a um tomógrafo helicoidal.....	31
Figura 13 – Comparação entre o tamanho do campo de visão (FOV), área irradiada e imagens adquiridas com tomógrafos de feixe cônico de pequeno volume (a) e grande volume (b).	33

Figura 14 – Comparação entre imagens de CT de crânio reconstruídas com diferentes tamanhos de matrizes de <i>pixels</i> . Imagem com matriz de 64 x 64 pixels (a) e imagem de tomógrafo moderno, com 512 x 512 pixels (b).	34
Figura 15 – Representação da Escala Hounsfield, em que os números CT são relacionados aos coeficientes de atenuação linear de diferentes tecidos e substâncias.	35
Figura 16 – Sinograma (a) de um corte tomográfico do abdômen e a reconstrução final da imagem tomográfica (b).	36
Figura 17 – Esquemas mostrando métodos de reconstrução de imagens em CT por projeção posterior e com convolução. As reconstruções efetuadas sem o kernel de convolução normalmente resultam em imagens pouco nítidas.	38
Figura 18 – Imagens de reconstrução tridimensional da região bucomaxilofacial, obtidas com um tomógrafo computadorizado de feixe cônico, modelo i-CAT classic.	39
Figura 19 – Imagens tomográficas obtidas após reformatação multiplanar em procedimento intraoperatório: (a) coronal; (b) sagital; (c) axial; e (d) reconstrução volumétrica.	39
Figura 20 – Esquema descrevendo a aquisição e reconstrução de imagens em CBCT.....	41
Figura 21 – Imagens para-axiais oblíquas da mandíbula, reconstruídas em planos paralelos à base da mandíbula. A imagem superior esquerda representa o <i>scout view</i> , utilizado para a seleção dos cortes para-axiais (A, B e C).	41
Figura 22 – Imagem do simulador Catphan [®] 424, produzido pelo <i>Phantom Laboratory</i> , para testes de qualidade em CBCT.....	44
Figura 23 – (a) Imagem do simulador utilizado para avaliação da qualidade da imagem no tomógrafo i-CAT classic, mostrando (<i>seta</i>) os padrões de barras com diferentes números de pares de linhas por centímetro; (b) visualização dos padrões de barras no software do tomógrafo com a resolução espacial de cada padrão.	45
Figura 24 – Resultados da avaliação de resolução espacial, obtidos pelo NHS. Medições efetuadas em diversos tomógrafos de feixe cônico com protocolos de alta-resolução (<i>superior, azul</i>) e protocolos de rotina para planejamento de implante do 1º molar superior (<i>inferior, vermelho</i>).	46
Figura 25 – Imagem axial de simulador cilíndrico uniforme, mostrando o posicionamento de cinco ROIs circulares (e os números CT com desvio padrão de cada uma, em HU), utilizando o software do tomógrafo i-CAT classic, para a avaliação da uniformidade da imagem.	47

Figura 26 – Imagem mostrando a medição do $C_{PMMA,100,c}$ em tomógrafo de feixe cônico, permitindo observar uma câmara de ionização lápis inserida em um phantom dosimétrico padrão de cabeça para CT.....	50
Figura 27 – Medidor de produto kerma ar-área (câmara de ionização de placas paralelas) posicionado na saída do tubo de raios X de um tomógrafo de feixe cônico.	51
Figura 28 – Imagem do medidor P_{KA} e do phantom antropomórfico posicionados no tomógrafo i-CAT classic.	56
Figura 29 – Representação da aquisição em modo <i>stitched</i> , utilizada pelo tomógrafo Kodak 9000 para exames de planejamento de implante de toda a mandíbula ou maxila.	58
Figura 30 – Imagem do phantom RS-250 na posição do paciente para exame de planejamento de implante dentário da maxila no tomógrafo i-CAT, mostrando o posicionamento dos dosímetros.....	59
Figura 31 – (a) Imagem da porção de cabeça do phantom RANDO, utilizada neste trabalho; (b) imagem da fatia 4 do phantom RANDO, mostrando os orifícios onde são inseridos os dosímetros TL; e (c) imagem dos bastões de TLD-100, que foram inseridos no phantom.	60
Figura 32 – Simuladores utilizados nos testes de desempenho dos tomógrafos, mostrando os materiais que os compõem.	63
Figura 33 – Imagem de corte axial da maxila do phantom RS-250, obtido com os tomógrafos i-CAT (a), PreXion 3D (b) e Kodak 9000 (c), mostrando o posicionamento das cinco regiões de interesse utilizadas na avaliação da qualidade da imagem.....	66
Figura 34 – Tamanhos de campo de radiação obtidos para a calibração do medidor P_{KA} com os tomógrafos i-CAT classic (a) PreXion 3D (b) e Kodak 9000 (c).	68
Figura 35 – Perfis horizontais relativos dos valores de pixel dos tomógrafos i-CAT classic (a) e PreXion 3D (b). As linhas vermelhas representam o limite de 50% do valor máximo, onde foi determinada a área do campo.	70
Figura 36 – P_{KA} medido com todos os protocolos disponíveis no tomógrafo i-CAT.	71
Figura 37 – Imagem obtida com uma placa CR para o FOV de $160 \times 60 \text{ mm}^2$, mostrando o campo de radiação do tomógrafo i-CAT com uma fissura vertical.....	72
Figura 38 – P_{KA} medido com protocolos de alta-resolução nos seguintes tomógrafos: i-CAT ($160 \times 80 \text{ mm}^2$ e $160 \times 60 \text{ mm}^2$); PreXion 3D ($81 \times 76 \text{ mm}^2$); e Kodak 9000 ($90 \text{ mm} \times 70 \text{ mm} \times 37 \text{ mm}$).	73

Figura 39 – Valores de P_{KA} (em $mGy.cm^2$) obtidos para diversos modelos de tomógrafos de feixe cônico com um protocolo de planejamento de implante do primeiro molar superior. Entre parênteses, são mostrados os valores dos tamanhos de campo (em centímetros). .74	74
Figura 40 – Gráfico de colunas mostrando valores de kerma ar estimados com TLDs posicionados na superfície do phantom RS-250 na região de órgãos de relevância, utilizando diferentes protocolos no tomógrafo i-CAT. Medições efetuadas com FOV de $160 \times 130 mm^2$76	76
Figura 41 – Gráfico de colunas (com barras representando o desvio-padrão) mostrando os valores de kerma ar estimados com dosímetros TL na superfície do phantom, com FOVs de diferentes alturas no tomógrafo i-CAT.....77	77
Figura 42 – Imagens ilustrando a abrangência dos diferentes tamanhos de campo (<i>arcos esverdeados</i>) do tomógrafo i-CAT classic, utilizados para planejamento de implantes dentários. A posição aproximada dos órgãos em que foram colocados dosímetros TLs é mostrada por setas.78	78
Figura 43 – Gráfico com os valores de kerma ar estimados na região dos órgãos com TLDs no phantom RS-250, utilizando os protocolos de alta-resolução (AR) e padrão (P) para maxila e mandíbula (FOV com $\sim 80 mm$) nos tomógrafos i-CAT classic e PreXion 3D. VERIFICAR VALORES DAS SUBMANDIBULARES80	80
Figura 44 – Gráfico mostrando os valores de kerma ar (em mGy) na região dos órgãos, estimados nos tomógrafos i-CAT classic, com protocolos de alta-resolução e padrão com o FOV de $130 \times 60 mm^2$, e Kodak, com o protocolo padrão para planejamento de implantes dentários.....81	81
Figura 45 – Imagens axiais do simulador de controle de qualidade do i-CAT classic, com ampliação para visualização dos padrões de barra, obtidas com os tomógrafos i-CAT classic (a) e PreXion 3D (b). Os números mostram a resolução espacial (em pl/cm) de cada padrão de barras.88	88
Figura 46 – Resultados da avaliação de resolução espacial, obtidos pelo NHS. Medições efetuadas em diversos tomógrafos de feixe cônico com protocolos de alta-resolução.90	90
Figura 47 – Imagem axial da maxila do phantom RS-250, obtida com o tomógrafo PreXion 3D, mostrando os pontos em que foram selecionadas as ROIs utilizadas para as análises da imagem.....94	94
Figura 48 – Resultados da avaliação da qualidade das imagens obtidas com o tomógrafo i-CAT classic: valores médios de SNR em função do voxel, obtidos com as ROIs 1 e 2,	

sobre os dentes (a), e com as ROIs 3 e 4 (b). As barras verticais representam o desvio-padrão das medidas.....	95
Figura 49 – Resultados da avaliação da qualidade das imagens obtidas com o tomógrafo i-CAT classic: valores médios de CNR em função do tamanho do voxel, obtidos com as ROIs 1 e 2 (a) e com as ROIs 3 e 4 (b). As barras verticais representam o desvio-padrão das medidas.....	95
Figura 50 – Imagens axiais da maxila do phantom RS-250, adquiridas com o tomógrafo i-CAT classic utilizando diferentes protocolos (descritos nas imagens).	97
Figura 51 – Valores médios de contraste percentual, em função do tamanho do voxel, obtidos com as ROIs 1 e 2 (a) e ROIs 3 e 4 (b) para imagens adquiridas com o tomógrafo i-CAT classic. As barras verticais representam o desvio-padrão das leituras.	98
Figura 52 – Figura mostrando a redução no contraste (e na detectabilidade) de estruturas com densidades próximas, devido ao aumento do ruído e consequente redução da SNR e CNR.	98
Figura 53 – Cortes axiais da maxila do phantom RS-250, com ampliação localizada na área de interesse, adquiridos com os tomógrafos i-CAT classic (a), PreXion 3D (b) e Kodak 9000 (c).....	99

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características relevantes dos principais modelos de CBCT, de acordo com as especificações dos fabricantes.	32
Tabela 2 – Resultados da avaliação de exatidão dos números CT em diferentes materiais, medidos pelo NHS, no Reino Unido.	48
Tabela 3 – Especificações dos equipamentos avaliados neste estudo, fornecidas pelos fabricantes.	55
Tabela 4 – Parâmetros selecionados para as medições de P_{KA}	58
Tabela 5 – Valores dos tamanhos de campo de visão (FOV) selecionados para cada tomógrafo.	58
Tabela 6 – Número das fatias do phantom nas quais foram localizados os dosímetros TL; valores das frações dos órgãos que foram irradiadas durante um exame radiográfico com CBCT para planejamento de implantes com FOV de 80 mm de altura; e fatores de peso do ICRP 103 (2007a) para o cálculo da dose efetiva.	61
Tabela 7 – Parâmetros de aquisição selecionados para a estimativa das doses absorvidas nos órgãos, utilizando o phantom RANDO, com os tomógrafos i-CAT classic e PreXion 3D.	61
Tabela 8 – Valores de referência de números CT para medições efetuadas com o simulador.	64
Tabela 9 – Tamanhos das ROIs selecionadas para a avaliação da imagem do phantom, de acordo com o tamanho de cada imagem adquirida.	65
Tabela 10 – Resultados da calibração dos medidores de P_{KA} . INCLUIR PARÂMETROS	69
Tabela 11 – Valores médios de kerma ar na região dos órgãos para diferentes protocolos selecionados com o tomógrafo i-CAT classic, para o FOV de 160 x 60 mm ²	79
Tabela 12 – Valores médios de kerma ar (em mGy) para o tomógrafo Kodak 9000, em comparação com dados da literatura.	82
Tabela 13 – Doses absorvidas nos órgãos (mGy $\pm$ desvio percentual da média), medidas com dosímetros TL inseridos no phantom RANDO, utilizando protocolos de alta-resolução: 40 s com o i-CAT classic e 33,5 s com o PreXion 3D.	83
Tabela 14 – Valores estimados de dose absorvida nos órgãos para exames de planejamento de implantes efetuados nos tomógrafos i-CAT classic e PreXion 3D, em comparação com dados obtidos do trabalho de Ludlow e Ivanovic (2008).	85

Tabela 15 – Valores de doses absorvidas médias e dose efetiva, estimadas com dosímetros TL inseridos no phantom RANDO, para exames de planejamento de implantes em alta-resolução efetuados em tomógrafos CBCT. Os valores já incluem a fração irradiada de cada órgão.....	86
Tabela 16 – Valores estimados de dose efetiva para exames de planejamento de implantes dentários com visualização de maxila e mandíbula, com os tomógrafos i-CAT classic e PreXion 3D, utilizando protocolos padrão e de alta-resolução, em comparação com dados da literatura para estes e outros tomógrafos.	87
Tabela 17 – Resoluções espaciais referentes aos padrões de barras visualizados nas imagens do simulador obtidas com os tomógrafos i-CAT classic e PreXion 3D.....	89
Tabela 18 – Valores de números CT médios medidos em cilindros de diferentes materiais para todos os protocolos de aquisição de imagens com o simulador de controle de qualidade no tomógrafo i-CAT classic.	90
Tabela 19 – Valores de números CT médios medidos com o phantom Catphan 425 utilizando diferentes tomógrafos de feixe cônico. Corrigir com o manual do CATPHAN.	91
Tabela 20 – Valores de ruído das imagens adquiridas com o phantom de água nos tomógrafos i-CAT classic e PreXion 3D, utilizando diferentes protocolos de aquisição. Os valores foram calculados dividindo-se o desvio padrão pelo valor médio de números CT na ROI central.	92
Tabela 21 – Valores médios de números CT medidos com ROIs selecionadas em diferentes posições dos cortes axiais do phantom de água nos dois tomógrafos avaliados. O desvio máximo é uma subtração entre o valor da ROI selecionada no centro da imagem pelo valor mais discrepante nas periferias.....	93
Tabela 22 – Resultados das medições dos parâmetros de qualidade das imagens adquiridas com os três tomógrafos avaliados, utilizando protocolos de alta-resolução e padrão. As medições foram efetuadas na ROI-1, selecionada sobre o 2º molar superior na imagem axial do phantom.	99

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Sigla	Significado em português	Significado em inglês
CCD	Dispositivo de carga acoplada	<i>Coupled-charge device</i>
CNR	Razão contraste-ruído	<i>Contrast to noise ratio</i>
CT	Tomografia computadorizada	<i>Computed tomography</i>
CBCT	Tomografia computadorizada de feixe cônico	<i>Cone-beam computed tomography</i>
FOV	Campo de visão	<i>Field of view</i>
FPD	Detector plano	<i>Flat panel detector</i>
HPA	Agência de Proteção à Saúde	<i>Health Protection Agency</i>
HU	Unidade Hounsfield	<i>Hounsfield unit</i>
IAEA	Agência Internacional de Energia Atômica	<i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRP	Comissão Internacional de Proteção Radiológica	<i>International Commission of Radiological Protection</i>
II	Intensificador de imagem	<i>Image intensifier</i>
LDPE	Polietileno de baixa densidade	<i>Low-density polyethylene</i>
MSCT	Tomografia computadorizada multicortes	<i>Multislice computed tomography</i>
NHS	Serviço Nacional de Saúde	<i>National Health Service</i>
Pixel	Elemento de imagem	<i>Picture element</i>
P_{KA}	Produto kerma ar-área	<i>Air kerma-area product</i>
PMMA	Polimetil-metacrilato	–
PPF	Projeção posterior filtrada	–
ROI	Região de interesse	<i>Region of interest</i>
SNR	Razão sinal-ruído	<i>Signal to noise ratio</i>
TLD	Dosímetro termoluminescente	<i>Thermoluminescent dosimeter</i>
Voxel	Elemento de volume	<i>Volume element</i>

Sumário

1	INTRODUÇÃO.....	18
2	REVISÃO DE LITERATURA	20
2.1	Tomografia computadorizada na Odontologia.....	20
2.2	Princípios de funcionamento da tomografia computadorizada	21
2.2.1	Tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT)	24
2.2.1.1	Detectores de radiação	27
2.2.2	Principais diferenças entre os modelos de CBCT	30
2.2.3	Imagem digital tomográfica.....	34
2.2.3.1	Imagem digital na tomografia de feixe cônico	40
2.2.4	Avaliação da qualidade da imagem tomográfica.....	42
2.3	Dosimetria em tomografia computadorizada odontológica.....	48
2.3.1	Grandezas dosimétricas em tomografia computadorizada	48
2.3.2	Produto kerma ar-área	51
2.3.3	Doses absorvidas nos órgãos	53
3	MATERIAIS E MÉTODOS	55
3.1	Estimativa do produto kerma ar-área	56
3.2	Estimativa do kerma ar na superfície do phantom	59
3.3	Estimativa de doses absorvidas em órgãos.....	59
3.4	Avaliação da qualidade da imagem	62
3.4.1	Avaliação de parâmetros de imagem com simuladores de controle de qualidade.....	62
3.4.2	Avaliação de parâmetros físicos de imagem com phantom antropomórfico.....	65
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	68
4.1	Estimativa do produto kerma ar-área	68
4.1.1	Calibração do medidor de P_{KA}	68
4.1.2	Resultados de P_{KA}	70
4.2	Estimativa do kerma ar na superfície do phantom	75
4.3	Estimativa de doses absorvidas em órgãos.....	82
4.4	Avaliação da qualidade da imagem	88
4.4.1	Avaliação de parâmetros de imagem com phantoms de controle qualidade	88

4.4.2	Avaliação de parâmetros físicos de imagem com phantom antropomórfico.....	93
5	CONCLUSÃO.....	100
	REFERÊNCIAS	101
	APÊNDICE A	109

1 INTRODUÇÃO

Em Odontologia, a tomografia computadorizada (CT – *computed tomography*) tem sido muito utilizada em diversas áreas, como Implantodontia, Diagnóstico Bucal, Cirurgia e Ortodontia. Os exames tomográficos apresentam diversas vantagens em relação aos procedimentos radiográficos convencionais em aplicações odontológicas, como a radiografia panorâmica. Entre estas características positivas, destacam-se: possibilidade de aquisição de cortes finos; melhor sensibilidade de baixo contraste; melhor reprodução geométrica sem distorções das estruturas; e ausência de sobreposição de estruturas anatômicas. Esta série de vantagens é essencial nos procedimentos de planejamento de implantes dentários. Por esta razão, os exames de tomografia computadorizada são os mais utilizados atualmente. Antes da tomografia computadorizada, estes planejamentos eram realizados utilizando-se radiografias intraorais e radiografias panorâmicas. Porém, estes procedimentos radiográficos não permitem a visualização detalhada de estruturas anatômicas necessárias ao planejamento, como o nervo alveolar (TISCHLER, 2008).

Apesar das grandes vantagens da tomografia computadorizada helicoidal, o seu custo é elevado e as doses absorvidas nos pacientes são altas. Para reduzir estes problemas, avanços tecnológicos levaram ao desenvolvimento da tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT – *cone-beam computed tomography*) com aplicação específica para exames odontológicos e, em alguns casos, exames médicos (SCARFE et al., 2006).

Os primeiros equipamentos deste tipo, fabricados no fim da década de 1990, foram os modelos NewTom 9000 (QR vgl.) e Ortho-CT (J. Morita) e o modelo mais utilizado foi o i-CAT classic. Diversos fabricantes passaram a produzir tomógrafos de feixe cônico e um dos modelos mais recentes é o PreXion 3D. O princípio de funcionamento destes equipamentos é similar ao de um tomógrafo helicoidal, porém, efetuam aquisições pulsadas de projeções radiográficas, semelhantes a radiografias convencionais registradas em diferentes ângulos ao redor da cabeça do paciente. Estas projeções são digitalmente reconstruídas para a produção de cortes tomográficos axiais e imagens volumétricas tridimensionais, com resolução espacial superior aos tomógrafos computadorizados convencionais.

Por utilizar apenas uma rotação do tubo de raios X em volta do paciente e, na maioria das vezes, feixes pulsados de radiação, os exames de CBCT resultam em doses absorvidas muito menores que as registradas com CT helicoidal. Este fato, aliado às dimensões do equipamento, que são menores que os tomógrafos médicos, resultou em um aumento

significativo do número de indicações dos exames tomográficos odontológicos utilizando CBCT (SCARFE et al., 2006).

Embora estes exames geralmente impliquem em doses absorvidas menores que os exames CT helicoidal, eles acarretam doses absorvidas mais elevadas do que as encontradas em procedimentos de radiografia intraoral ou panorâmica. De acordo com o trabalho de Holroyd e Gulson (2009), as doses podem ser de 2 a 45 vezes maiores que o valor encontrado em exames de radiografia panorâmica, dependendo do modelo de tomógrafo e dos parâmetros selecionados.

Um ponto a ser ressaltado é a limitação que o usuário tem no ajuste dos parâmetros de irradiação com estes tomógrafos. De fato, os fabricantes limitam o número de variáveis disponíveis correspondentes à tensão (kVp) e carga (mAs) do tubo de raios X e tamanho do campo de radiação. Este fato dificulta muitas vezes os ajustes para se obter a otimização da imagem, isto é, para se obter imagens com qualidade para o diagnóstico com a menor dose absorvida no paciente. Alguns tomógrafos possuem ainda modos de controle automático de exposição, em que a seleção da carga do tubo depende da espessura e densidade da estrutura examinada.

Cuidados para a redução das doses absorvidas em exames odontológicos são fundamentais, uma vez que estruturas radiosensíveis, tais como olhos, tireoide e glândulas salivares, estão dentro do campo de radiação primário. De fato, o relatório 103 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP – *International Commission of Radiological Protection*) destaca que as glândulas salivares apresentam risco de indução de câncer devido a exposição à radiação. O cristalino dos olhos também é motivo de preocupação com relação aos efeitos induzidos pelas radiações ionizantes, mais especificamente, opacificação das lentes e catarata. Estes são alguns dos tecidos que recebem as maiores doses absorvidas durante os exames odontológicos de CBCT (ICRP, 2007a; 2011; LUDLOW; IVANOVIC, 2008).

Dentro deste contexto, este trabalho teve como objetivo realizar um estudo dosimétrico e de qualidade das imagens de tomografia computadorizada com feixe cônico utilizada em planejamentos de implantes dentários.

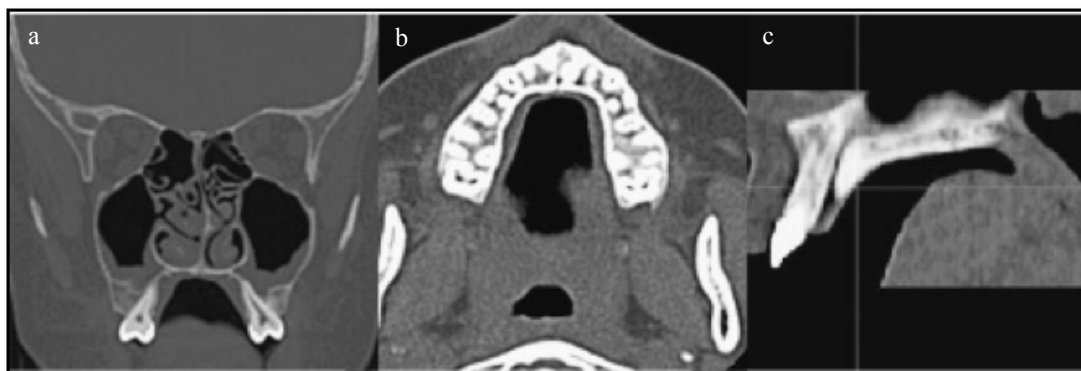
Neste estudo, foram estimados os valores de produto kerma ar-área e doses absorvidas nos órgãos de pacientes adultos submetidos a exames de tomografia computadorizada de feixe cônico utilizada em Odontologia com protocolos para planejamento de implantes em três modelos de tomógrafos, bem como uma avaliação da qualidade das imagens adquiridas com diferentes parâmetros.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Tomografia computadorizada na Odontologia

A tomografia computadorizada (CT) é uma técnica radiográfica que permite a obtenção de imagens em cortes, que podem ser reconstruídos em diversos planos espaciais (Figura 1), permitindo visualizar com alta definição as estruturas em “camadas” e possibilitando a delimitação de irregularidades de forma tridimensional. Esta técnica de imaginologia tem sido muito utilizada na Odontologia, especialmente nas áreas de Implantodontia, Diagnóstico Bucal, Cirurgia e Ortodontia (MOZZO et al., 1998; GARIB et al., 2007). De fato, os procedimentos cirúrgicos bucomaxilofaciais, incluindo a cirurgia para instalação de implantes, requerem uma avaliação detalhada da anatomia do paciente e algumas estruturas devem ser visualizadas, como o nervo alveolar em procedimentos de implante. Estas estruturas não são bem visualizadas em radiografias panorâmicas, mas podem ser claramente observadas em imagens tomográficas (TISCHLER, 2008).

Figura 1 – Imagens tomográficas reproduzindo secções da região bucomaxilofacial em diferentes planos espaciais: (a) coronal; (b) axial; e (c) sagital.



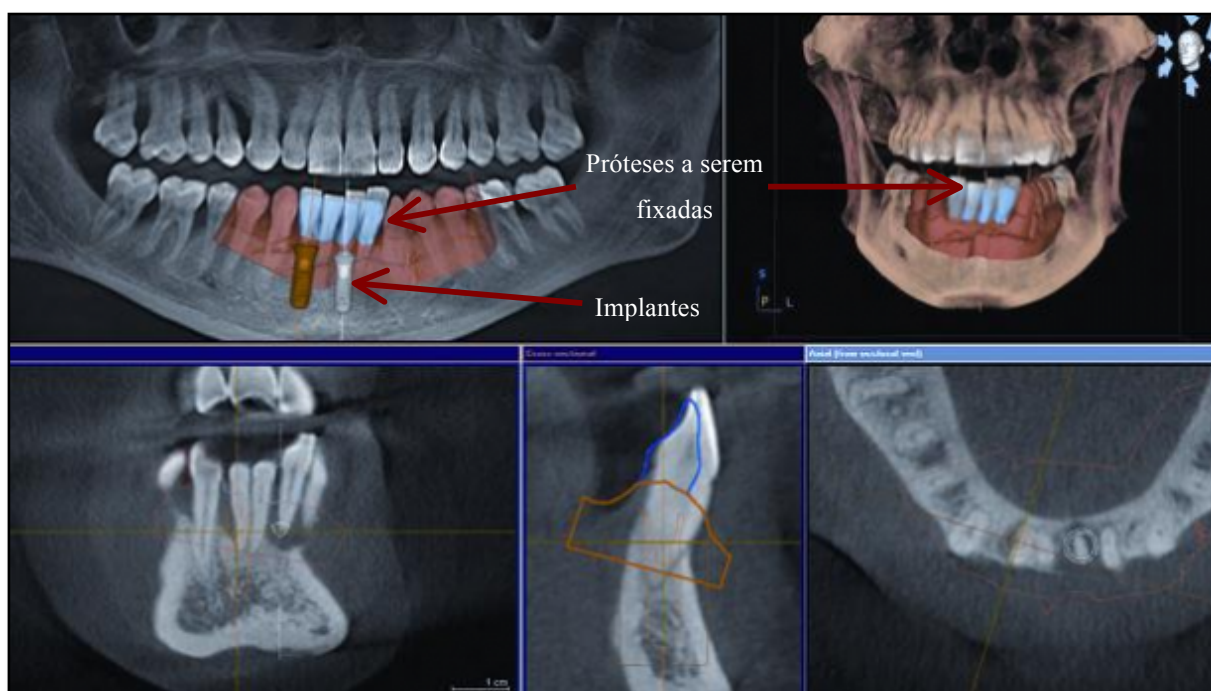
Fonte: Garib et al. (2007).

A possibilidade de visualizar e medir os alvéolos em 3 dimensões, sem distorções, tem sido fundamental no planejamento correto de implantes dentários, permitindo ao cirurgião a análise virtual do procedimento de colocação do implante antes da sua realização. Nestes exames, é possível planejar a fabricação e colocação de implantes ortodônticos, fabricados utilizando como base a imagem tomográfica (YU et al., 2012). A pré-visualização dos implantes na simulação com tomografia permite a fixação precisa e a pré-fabricação de

próteses e pilares. A Figura 2 mostra imagens tomográficas utilizadas para o planejamento de implantes dentais.

Outras técnicas radiográficas utilizadas em Odontologia, como a radiografia panorâmica, não possibilitam a obtenção destas informações, o que explica boa parte do crescimento no número de exames tomográficos odontológicos e bucomaxilofaciais (QUERESHY et al., 2008).

Figura 2 – Imagens produzidas com uma rotação em um tomógrafo computadorizado de feixe cônico para planejamento de implante. As setas mostram o posicionamento simulado de implantes e próteses (setas) no planejamento pré-cirúrgico.



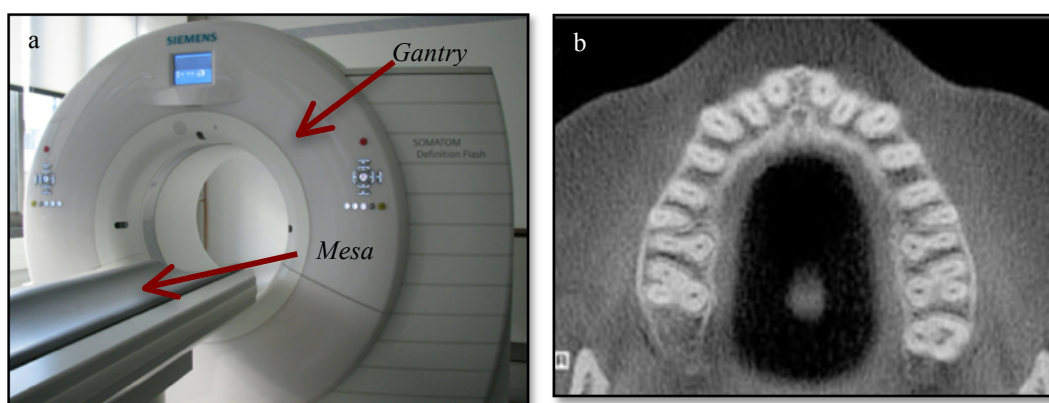
Fonte: Parmar (2012).

2.2 Princípios de funcionamento da tomografia computadorizada

Tomógrafos computadorizados são basicamente constituídos por um sistema de aquisição de imagens e um sistema computacional, responsável pelo controle da aquisição e pela reconstrução, processamento, armazenamento e registro das imagens (SEERAM, 2001). O sistema de aquisição é composto por um *gantry* (portal), contendo, de um lado, o gerador de alta tensão, colimadores, filtros e um tubo de raios X e, do lado oposto, um sistema de detecção, que pode ser formado por fileiras de detectores ou um detector plano bidimensional (FRIEDLAND; THURBER, 1996). No centro, está localizada a mesa, onde é posicionado o

paciente. O tubo e os detectores giram em torno do paciente e os sinais adquiridos são reconstruídos em imagens de “fatias” (ou “cortes”) de seções anatômicas, reduzindo a sobreposição de estruturas e melhorando a diferenciação de tecidos com densidades próximas. A Figura 3 mostra um modelo de tomógrafo computadorizado utilizado em aplicações médicas, bem como imagens de cortes axiais obtidos com este equipamento, permitindo visualizar estruturas anatômicas sem sobreposição e com boa diferenciação entre tecidos.

Figura 3 – (a) Fotografia de tomógrafo computadorizado helicoidal multicortes e (b) imagem de corte tomográfico axial da maxila, mostrando a possibilidade de diferenciar tecidos com densidades próximas, com reduzida sobreposição.

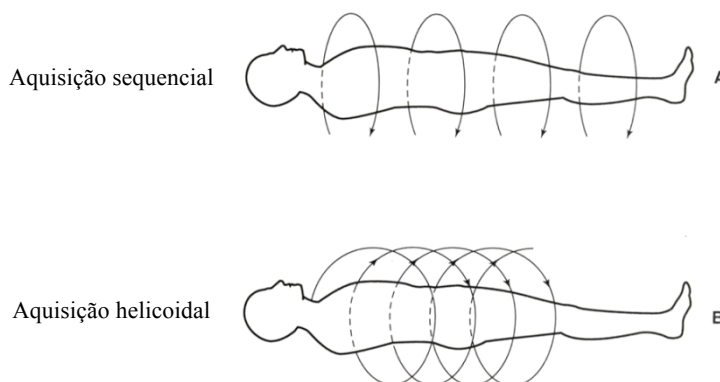


Fontes: Kalender (2011); Garib et al. (2010).

Entretanto, dependendo de fatores como o arranjo dos detectores, a movimentação do sistema e os algoritmos de reconstrução de imagens, os tomógrafos podem ser classificados em tomógrafos com aquisição de imagem sequencial (axial), tomógrafos de aquisição helicoidal ou de feixe cônico. Estes tipos de CT têm distintas aplicações no diagnóstico por imagem.

No modo sequencial, o tubo de raios X gira em torno do paciente para a aquisição da fatia enquanto a mesa de exame permanece imóvel. Após uma rotação completa, a mesa com o paciente é movimentada para a aquisição da fatia seguinte, como mostra a Figura 4(A). As fatias podem ser contínuas ou separadas por certa distância, denominada incremento ou intervalo. No modo helicoidal, há a combinação do movimento de rotação do tubo de raios X e a translação da mesa de exame, conforme ilustrado na Figura 4(B). Este tipo de modalidade permite aquisições volumétricas de regiões anatômicas inteiras em poucos segundos, tornando possível a reconstrução de imagens tridimensionais e reformatações multiplanares, ou seja, reconstruções em outros planos anatômicos (sagital, coronal etc.) (KALENDER, 2011).

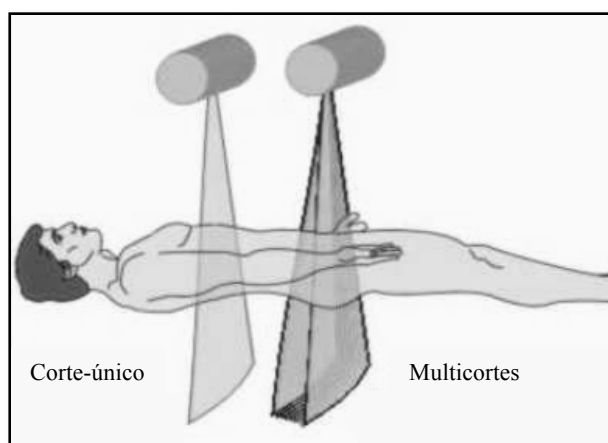
Figura 4 – Esquema mostrando a diferença de movimentação na aquisição de imagens entre tomógrafos axiais/sequenciais (A) e tomógrafos helicoidais (B).



Fonte: adaptado de Seeram (2001).

Os primeiros tomógrafos (axiais ou helicoidais) adquiriam apenas um corte tomográfico em cada rotação do sistema. Os equipamentos mais novos, denominados tomógrafos computadorizados multicortes (MSCT – *multislice CT scanner*) permitem a aquisição simultânea de múltiplas fatias em cada rotação, como mostra a Figura 5 (KALENDER, 2011).

Figura 5 – Esquema mostrando a largura do feixe de radiação em um tomógrafo multicortes, em comparação a um tomógrafo de corte-único.



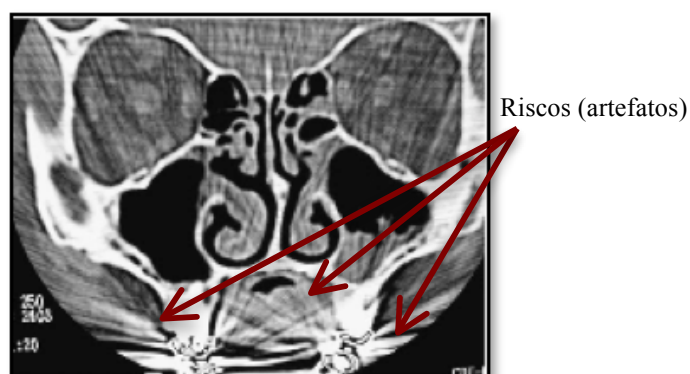
Fonte: modificado de Sprawls (1995).

O surgimento dos equipamentos de MSCT proporcionou um avanço significativo na qualidade das imagens tomográficas, o que ampliou o uso desta técnica. A Odontologia passou a utilizar a tomografia multicortes para o diagnóstico de tumores faciais e lesões traumáticas maxilares e mandibulares e avaliação da articulação têmporo-mandibular (ATM),

bem como para o planejamento de implantes dentários. Entretanto, esta técnica não proporciona imagens ideais para algumas aplicações odontológicas, tais como dentes impactados (inclusos) e lesões apicais, como granuloma periapical, cisto radicular e osteoesclerose (HASHIMOTO et al., 2003).

Os tomógrafos computadorizados helicoidais possuem ainda outras desvantagens para as aplicações em odontologia: baixa resolução longitudinal, quando comparada com a alta resolução axial; artefatos produzidos por restaurações metálicas (Figura 6); e alta dose de radiação absorvida pelos pacientes (ARAKI et al., 2004; TSIKLAKIS et al., 2004).

Figura 6 – Artefatos (riscos, indicados por setas) produzidos em CT helicoidal, causados pela presença de restaurações odontológicas metálicas no feixe de raios X.



Fonte: Garib et al. (2007).

Diante disso, foram desenvolvidos os tomógrafos computadorizados de feixe cônico (CBCT) para melhor atender aos requisitos das aplicações bucomaxilofaciais. Estes apresentam várias vantagens quando comparados aos tomógrafos helicoidais, destacando-se: melhor resolução longitudinal; menor dose recebida pelos pacientes; e menor custo (MOZZO et al., 1998; MILES, 2008; QUERESHY et al., 2008). A seguir, serão discutidos os princípios de funcionamento do tomógrafo de feixe cônico.

2.2.1 Tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT)

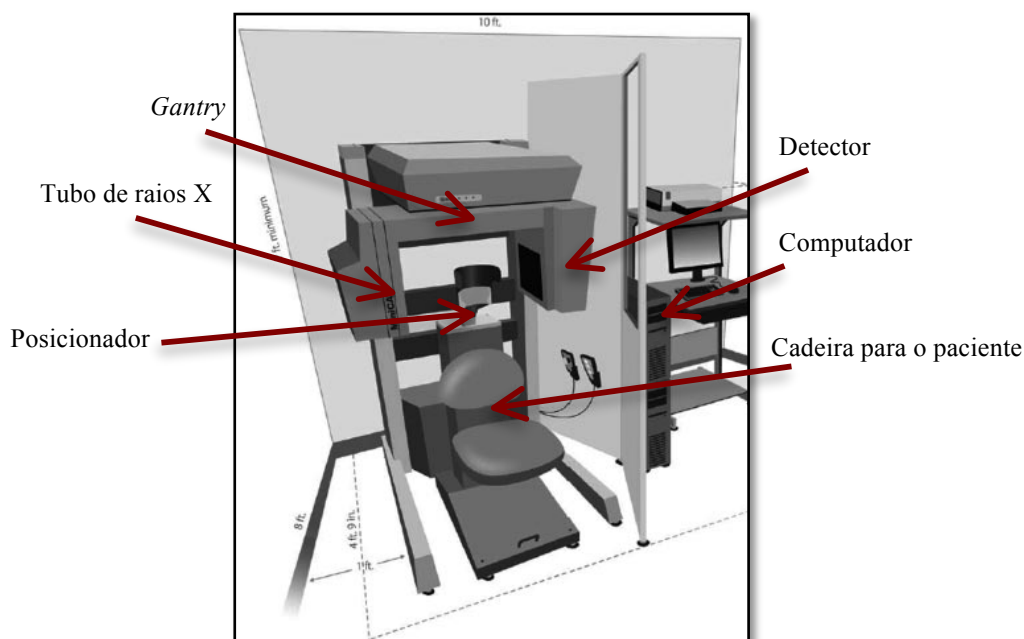
A CT de feixe cônico foi inicialmente desenvolvida em 1976, para auxiliar o planejamento de radioterapia (BAILY et al., 1976 apud MOZZO et al., 1998, p. 1558), utilizando sistemas de fluoroscopia para obter imagens de secções transversais do paciente nas mesmas condições geométricas do tratamento. O uso da CBCT no radiodiagnóstico

iniciou-se com Robb, em 1982 (apud MIRACLE; MUKHERJI, 2009, p. 1285), com foco na angiografia.

A primeira implementação comercial da CBCT para aplicação em imagens odontológicas só foi apresentada no final da década de 1990, por Mozzo e colaboradores (1998) e Arai e colaboradores (1999), os quais desenvolveram os tomógrafos *NewTom 9000* e *Ortho-CT* (posteriormente denominado *3DX*), respectivamente.

Como mostra a Figura 7, a configuração do tomógrafo de feixe cônico assemelha-se à tomografia computadorizada helicoidal. Ambas as tecnologias utilizam um *gantry* rotacional em torno do paciente, contendo um tubo de raios X oposto a um detector, permitindo a obtenção de cortes tomográficos, os quais são reconstruídos e processados utilizando um sistema computacional.

Figura 7 – Desenho esquemático dos componentes de um tomógrafo de feixe cônico, modelo MiniCAT, mostrando o sistema de aquisição de imagens, composto pelo *gantry*, e o sistema computacional para reconstrução e processamento das imagens.



Fonte: Miracle; Mukherji (2009).

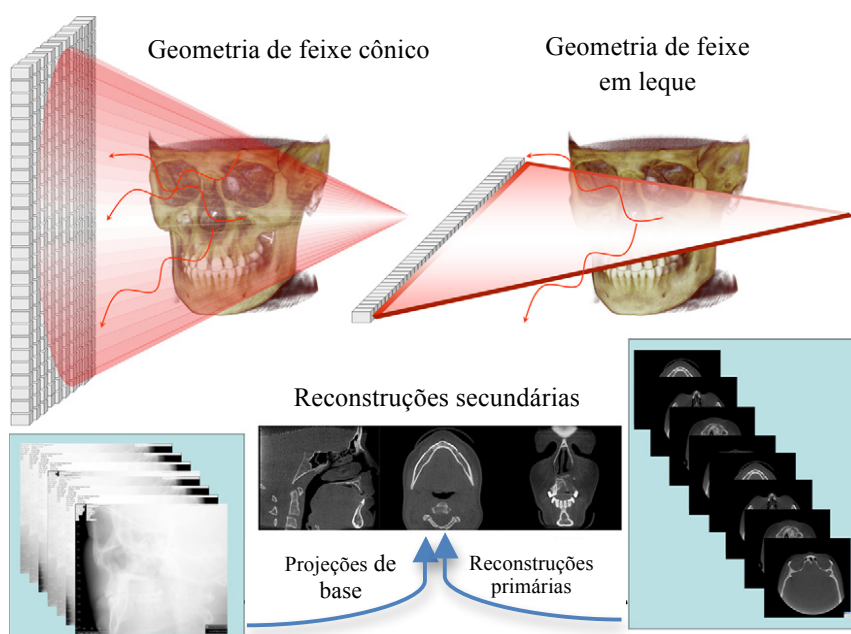
A tomografia de feixe cônico apresenta diferenças em relação à tomografia helicoidal, tais como: formato do feixe de radiação, tipo de detector utilizado e método de reconstrução de imagens. De fato, na tomografia helicoidal, como discutido anteriormente, feixes estreitos de raios X “varrem” progressivamente o paciente em estudo, de forma axial ou helicoidal, para adquirir uma série de imagens de fatias da área de interesse. Em um equipamento de

CBCT, o feixe de raios X tem o formato de um cone (ou pirâmide) divergente e são adquiridas múltiplas imagens planas durante a rotação do *gantry* (LAWINSKI et al., 2010), conforme mostra a Figura 8.

Este método de aquisição proporcionou uma significativa redução nas doses absorvidas pelos pacientes e nos custos do equipamento, principalmente devido a dois motivos: (1) o feixe em forma de cone largo permite a varredura de toda a região em estudo com apenas uma rotação do *gantry*, eliminando a necessidade de movimentação do paciente; e (2) o feixe pulsado, aliado à necessidade de apenas uma rotação, reduz a necessidade de um tubo de raios X com capacidade térmica elevada. Por exemplo, um tubo de CT helicoidal necessita possuir uma capacidade térmica de, no mínimo, 5200 kHU (unidades de calor – *Heat Units*; 1 HU = 1,4 J), enquanto um tubo de raios X utilizado em CBCT não necessita mais que 600 kHU (SUKOVIC, 2003).

Hashimoto e colaboradores (2003) mostraram que, para a região bucomaxilar, as imagens de CBCT apresentaram melhor qualidade e resultaram em doses significativamente inferiores que as imagens produzidas com tomografia helicoidal multicortes. Lascala e colaboradores (2004) avaliaram a exatidão de medições lineares em imagens de CBCT e observaram que as distâncias entre pontos do crânio podem ser superestimadas, mas as diferenças não são significativas.

Figura 8 – Esquema mostrando as diferenças na geometria do feixe, nos detectores e na reconstrução dos cortes tomográficos utilizando tomógrafos de feixe cônico (*esquerda*) e tomógrafos helicoidais de corte-único (*direita*).



Fonte: adaptado de Scarfe e Farman (2008).

O tempo de rotação de um exame neste tipo de equipamento pode variar de 10 a 70 segundos, mas, como o feixe é pulsado na maioria dos equipamentos, o tempo de exposição aos raios X é, geralmente, de apenas 3 a 6 segundos (MOZZO et al., 1998). Alguns equipamentos de CBCT, entretanto, produzem feixes contínuos de raios X, aumentando o tempo de exposição para até 30 s e resultando em imagens com melhor resolução espacial (SCARFE; FARMAN, 2008).

Os feixes pulsados reduzem o produto corrente-tempo total do exame. São necessários, em média, apenas 50 a 100 mAs para realizar um exame completo de maxila e mandíbula, enquanto nos tomógrafos helicoidais este valor pode chegar a 23000 mAs (330 mAs por fatia $\times$ 70 fatias de 1 mm) para o mesmo volume. O fato de usar um produto corrente-tempo menor resulta em menores doses absorvidas para o paciente e possibilita o uso de tubos de raios X mais baratos, com refrigeração mais simples, como discutido acima e, em alguns casos, com anodo fixo. Alguns sistemas de CBCT possuem ainda controle automático de exposição, que, semelhante ao que é utilizado na CT helicoidal, modifica a corrente do tubo de raios X de acordo com o tamanho do paciente e a espessura da região examinada, como é o caso do NewTom 3G e NewTom VGi. Os sistemas de controle automático podem reduzir as doses absorvidas pelos pacientes e uniformizar os ruídos das imagens produzidas (MOZZO et al., 1998).

Os equipamentos de CBCT, em geral, possuem tubos de raios X semelhantes aos que são utilizados em fluoroscopia, porém, com ponto focal menor. Os tubos de raios X utilizados em tomografia computadorizada helicoidal possuem ponto focal de 0,5 a 1,2 mm. Pontos focais pequenos são utilizados para cortes tomográficos finos, elevando a resolução espacial, e pontos focais maiores são usados com técnicas que necessitam de mais intensidade de radiação (KALENDER, 2011). Os tubos de raios X utilizados em CBCT possuem ponto focal menor que os tubos convencionais, variando de 0,08 a 0,80 mm¹, possibilitando a obtenção de cortes tomográficos mais finos que os tomógrafos multicortes mais modernos.

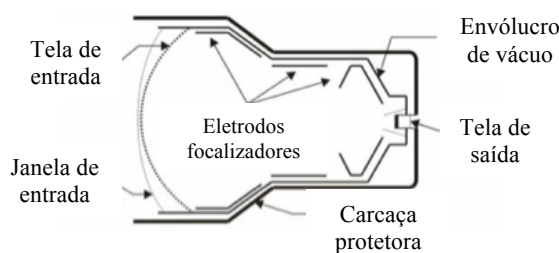
2.2.1.1 Detectores de radiação

Os equipamentos de CBCT podem possuir detectores do tipo: tubo intensificador de imagens ou detector plano (SCARFE; FARMAN, 2008).

¹ Material de divulgação dos fabricantes dos tomógrafos CBCT.

Os tubos intensificadores de imagem, em conjunto com dispositivos de carga acoplada (CCD – *charge coupled device*), foram utilizados nos primeiros equipamentos desenvolvidos. Neste caso, o feixe de raios-x interage com o intensificador de imagens, que converte a energia absorvida em fótons de luz visível, permitindo assim intensificar o sinal luminoso. O intensificador de imagem, esquematizado na Figura 9, é uma ampola de vidro sob vácuo, contendo o fotocátodo (entrada), eletrodos focalizadores e o anodo (saída). Os fótons de raios X incidentes na janela de entrada são convertidos em fótons de luz pela interação com a camada de fósforo que está diante do fotocátodo. Esta camada geralmente é composta de iodeto de cério dopado com sódio. A luz incide no fotocátodo, que emite elétrons, os quais são acelerados pelos eletrodos até o anodo. A saída do intensificador é composta por uma fina camada de sulfeto de zinco e cádmio ativado com prata, que é excitado pelos elétrons coletados, produzindo luz. Os fótons produzidos pelo anodo são convertidos em sinais elétricos através do CCD, gerando os dados que são armazenados e produzindo a imagem (WANG, 2000; POOLEY et al., 2001).

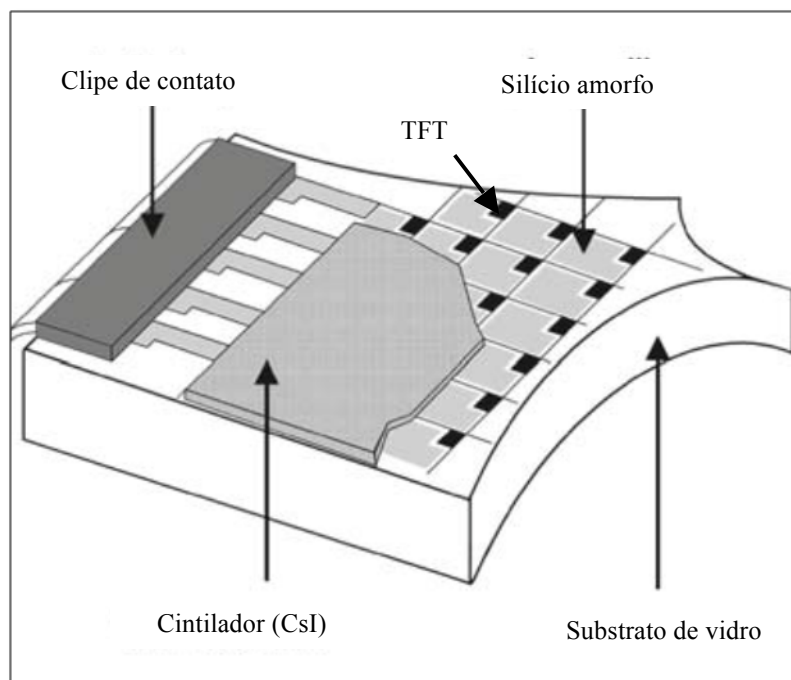
Figura 9 – Esquema da composição de um tubo intensificador de imagens.



Fonte: adaptado de Parizoti (2008).

Outro tipo de detector utilizado é o detector plano, também chamado de FPD (*Flat Panel Detector*). Este tipo de detector pode produzir a imagem a partir de interações diretas ou indiretas do feixe de raios X. Nos sistemas de conversão direta, o dispositivo consiste de uma matriz semicondutora de selênio amorfo, na qual ocorre a interação dos fótons de raios X, produzindo cargas por ionização direta. Os detectores de conversão indireta (Figura 10), utilizados nos equipamentos de CBCT, são compostos de matrizes de transistores de silício amorfo, com fotodiodos acoplados a um cintilador, que normalmente é de iodeto de cério (CsI). O feixe de raios X, ao interagir com o cintilador, produz fótons de luz visível, que atingem a matriz de fotodiodos. Estes fótons interagem com o semicondutor, produzindo elétrons, que formam o sinal eletrônico e, conseqüentemente, a imagem.

Figura 10 – Esquema mostrando um detector plano, composto de uma matriz de silício amorfo coberta por uma camada de cintilador.



Fonte: adaptado de Buzug (2008).

Os detectores planos possuem melhor faixa dinâmica e desempenho do que os intensificadores de imagem. Os principais problemas relacionados aos detectores planos são “pixels mortos” (*dead pixels*), limitações na linearidade e na uniformidade do sinal. Por outro lado, durante a calibração dos detectores, há uma normalização da resposta em relação ao feixe de radiação incidente e, na imagem reconstruída, os pixels mortos (que são causados por detectores defeituosos) são substituídos pela média dos sinais dos pixels vizinhos, melhorando a uniformidade (SCARFE; FARMAN, 2008).

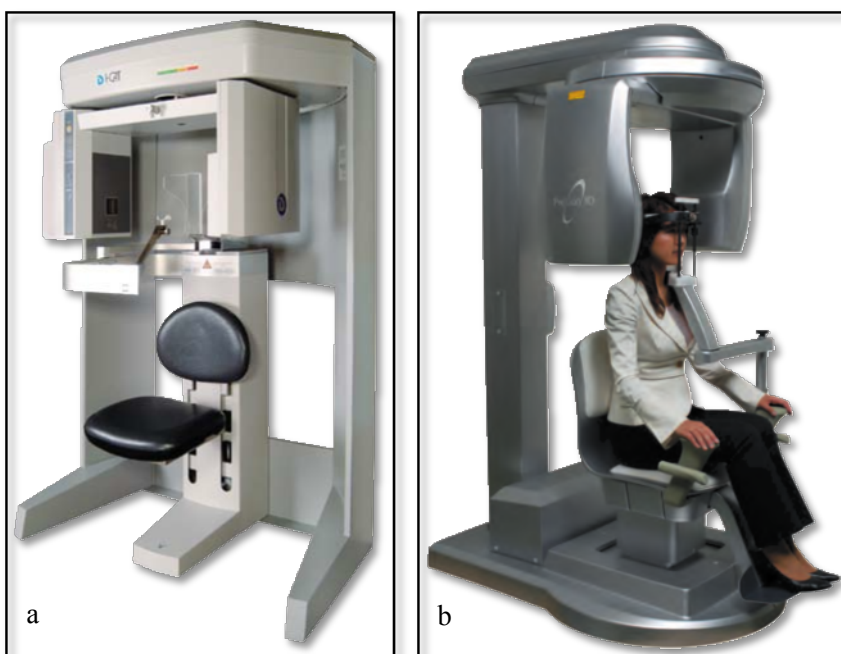
O pixel (*picture element*) é o menor elemento da imagem digital. A resolução espacial de uma imagem radiográfica ou corte tomográfico depende da dimensão e, conseqüentemente, da quantidade de pixels em cada imagem. A resolução espacial de sistemas CBCT é determinada pelo tamanho do elemento de volume (voxel) da imagem volumétrica adquirida. Estes elementos dependem do tamanho dos pixels da matriz de fotodiodos e não dependem da espessura do corte tomográfico, como ocorre na tomografia helicoidal. Para melhorar a resolução espacial, alguns fabricantes produzem detectores menores, o que também resulta em menor intensidade do sinal elétrico e, portanto, na deterioração da razão sinal-ruído. Conseqüentemente, sistemas que possuem matrizes com sensores pequenos necessitam de maior intensidade de radiação para poder produzir uma

imagem com qualidade, o que resulta em elevação das doses absorvidas pelos pacientes (SCARFE; FARMAN, 2008).

2.2.2 Principais diferenças entre os modelos de CBCT

Diversos fabricantes iniciaram a produção de sistemas CBCT, dentre os quais, os mais comuns são: Quantitative Radiology (QR); Imaging Sciences International (ISI); PreXion Inc.; Gendex; e CareStream/Kodak. A Figura 11 mostra dois modelos de tomógrafos de feixe cônico comercialmente disponíveis para aplicações bucomaxilofaciais.

Figura 11 – Modelos de tomógrafos de feixe cônico.



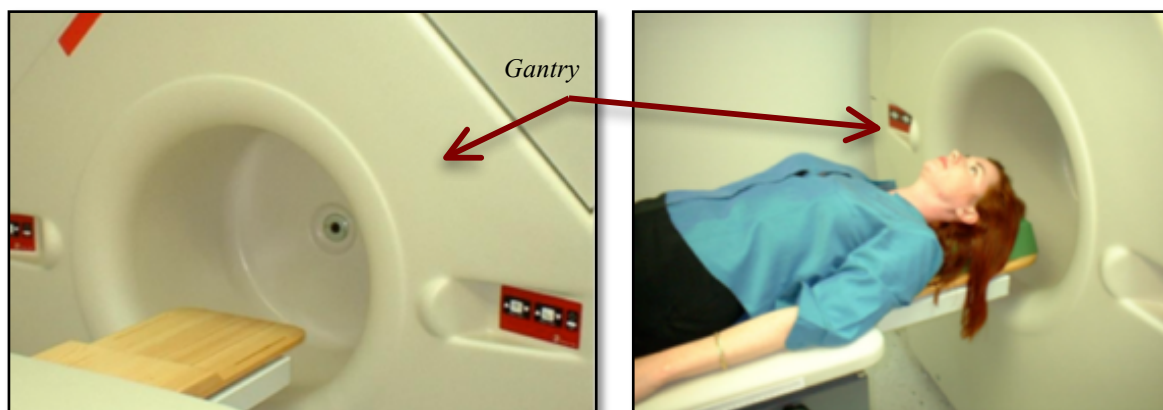
ISI i-CAT classic (a); PreXion 3D (b).
Fontes: ISI (2008); PREXION (2008).

Os diversos tipos de tomógrafos de feixe cônico disponíveis no mercado diferem entre si quanto ao tipo de detector, tamanho do campo de visão (FOV – *field of view*), resolução espacial e software de processamento de imagens. Alguns aparelhos são, portanto, mais indicados para determinadas especialidades que necessitam de alta resolução, como a Endodontia, na evidênciação de fraturas dentais, e outros, mais indicados para especialidades com a necessidade de imagens de áreas mais abrangentes, com maior volume, como a Ortodontia (BUENO et al., 2007). Alguns equipamentos de CBCT utilizam feixes contínuos de raios X, como PreXion 3D, Accuitomo e CB Mercuray, aumentando o tempo de exposição

à radiação e o número de imagens adquiridas, em comparação com os que utilizam feixes pulsados, como i-CAT classic, Kodak 9000 e Sirona (SCARFE; FARMAN, 2008).

O primeiro tomógrafo computadorizado de feixe cônico utilizado na Odontologia, o NewTom 9000 (ou MaxiScan), produzido pela *Quantitative Radiology (QR srl)* na Itália (MOZZO et al., 1998) utilizava feixes cônicos pulsados de raios X com colimação variável, adquirindo imagens de médio a grande volumes. O sistema de detecção era composto por um intensificador de imagens de 9 polegadas (23 cm) acoplado a um CCD para a captação das imagens. O NewTom 9000 e o 3G possuem um *gantry* fechado (semelhante a um tomógrafo helicoidal, mostrado na Figura 12). Tal configuração impossibilita a fixação de um medidor externo de produto kerma ar-área para dosimetria, o que não ocorre em outros equipamentos, que possuem apenas “braços” de movimentação do tubo e do detector (semelhantes aos equipamentos de radiografia panorâmica).

Figura 12 – Imagens do tomógrafo NewTom 3G, mostrando o *gantry* fechado, semelhante a um tomógrafo helicoidal.



Fonte: QR srl (2007).

Diversas melhorias no funcionamento destes equipamentos têm sido verificadas na última década e a principal diferença entre os primeiros equipamentos e os mais modernos reside no sistema de detecção utilizado. Como previamente discutido, o NewTom 9000 e o NewTom 3G utilizam intensificador de imagem acoplado a uma câmara CCD, enquanto os novos equipamentos de CBCT, como o i-CAT classic (fabricado pela *ISI*), o NewTom VGi (*QR srl*) e o PreXion 3D (*PreXion, Inc.*), utilizam detectores planos indiretos com iodeto de cério e silício amorfo. Os detectores planos, aliados à maior capacidade de processamento e armazenamento e novos programas computacionais para reconstrução e processamento de imagens, são responsáveis por melhorias na qualidade da imagem, em especial, na resolução

espacial e sensibilidade de baixo contraste. A Tabela 1 mostra as principais características dos modelos comerciais de tomógrafos CBCT mais utilizados no Brasil.

Baba e colaboradores (2004) mostraram que um tomógrafo de feixe cônico para Odontologia equipado com detector plano produzia imagens de phantoms com menor ruído que as imagens geradas por um tomógrafo com intensificador de imagem. Os dois equipamentos apresentaram igual resolução espacial, mas o sistema com detector plano desenvolvido pelos autores produzia imagens com apenas metade da taxa de quadros por segundo que o sistema com intensificador, resultando em exames mais rápidos e menores doses absorvidas pelos pacientes.

Tabela 1 – Características relevantes dos principais modelos de CBCT, de acordo com as especificações dos fabricantes.

Fabricante	Modelo	Detector	Tamanho do voxel (mm)	Tempo de rotação (s)^a	Tipo de feixe de raios X
<i>Carestream</i>	Kodak 9000	Plano	0,07	10-20	Pulsado
<i>Gendex</i>	GX-CB 500 ^b	Plano	0,12-0,40	9-23	Pulsado
<i>ISI</i>	i-CAT classic	Plano	0,20-0,40	10-40	Pulsado
<i>ISI</i>	i-CAT next gen.	Plano	0,12-0,40	5-27	Pulsado
<i>J. Morita</i>	3D Accuitomo 80	Plano	0,08-0,16	9-18	Pulsado
<i>PreXion 3D</i>	PreXion 3D	Plano	0,07-0,20	19-37	Contínuo
<i>QR</i>	NewTom 9000	II+CCD ^c	0,29	70	Pulsado
<i>QR</i>	NewTom 3G	II+CCD ^c	0,30-0,42	36	Pulsado
<i>QR</i>	NewTom VGi	Plano	0,15-0,30	18	Pulsado

^a Tempo total de rotação (o tempo de exposição é sempre menor, devido ao feixe pulsado);

^b Utiliza tecnologia de aquisição e análise de imagens do i-CAT;

^c II+CCD – Intensificador de imagem + dispositivo de carga acoplada.

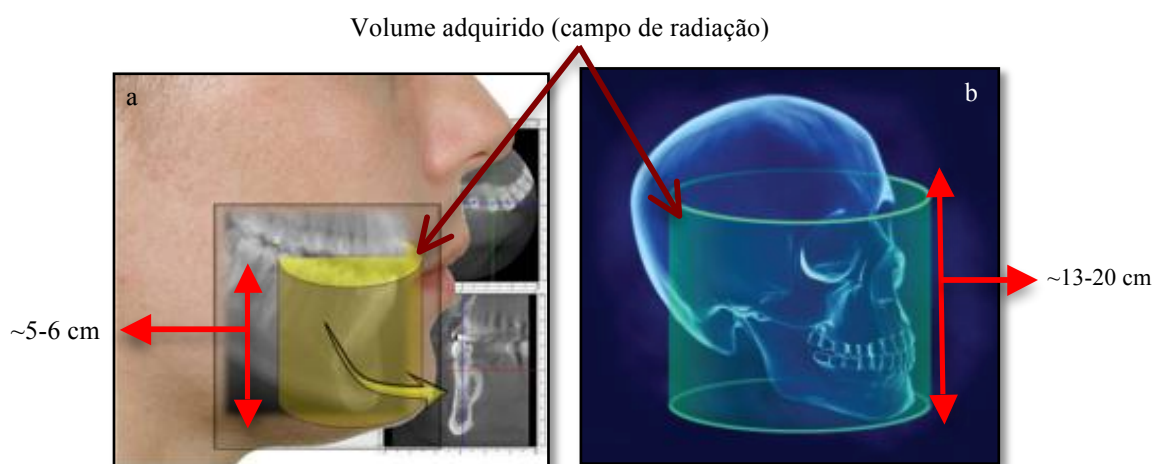
Fontes: Material de divulgação e manuais dos fabricantes.

Alguns tomógrafos permitem seleção do FOV de acordo com o estudo realizado. Por exemplo, o i-CAT classic possui FOVs com 6 cm a 13 cm de altura para uma única rotação, mas a largura é sempre mantida em 16 cm. Já o PreXion 3D pode efetuar exames com 5,6 cm x 5,6 cm ou 8,1 cm x 7,6 cm. FOVs pequenos resultam em menores exposições ao paciente, porém, limitam a área de exame, criando a necessidade de varreduras adicionais para cobrir toda a área, em alguns casos.

Os tomógrafos de “pequeno volume” possuem FOV de até 8 cm x 8 cm, permitindo a visualização apenas da região de interesse, normalmente com boa resolução, evitando

exposições em áreas desnecessárias para o diagnóstico. Os tomógrafos de “grande volume” adquirem imagens com maiores dimensões, de 8 cm a 23 cm (ou 30 cm, para modelos que efetuam dupla rotação). Nestes casos, a resolução é menor e a dose absorvida pelo paciente, mais elevada do que os equipamentos com menor dimensão de FOV. Por outro lado, estas tomografias podem ser utilizadas para produzir “virtualmente” reconstruções multiplanares com visões tri ou bidimensionais, sem distorções, auxiliando no planejamento de múltiplos implantes, na Ortodontia e Traumatologia, por exemplo. Existem ainda os tomógrafos mais versáteis que unem as duas características, permitindo a aquisição de imagens de grande ou pequeno volume. A Figura 13 mostra uma comparação entre modos de aquisição de pequeno e grande volumes.

Figura 13 – Comparação entre o tamanho do campo de visão (FOV), área irradiada e imagens adquiridas com tomógrafos de feixe cônico de pequeno volume (a) e grande volume (b).



Fonte: Bueno et al. (2007).

Outra importante evolução destes equipamentos diz respeito ao tempo de rotação e ao tempo de exposição. O NewTom 9000 precisava de 70 s para efetuar uma rotação completa, contra 10 a 20 s dos equipamentos mais novos. O tempo total de exposição aos raios X passou para 5 s ou menos (para os equipamentos com feixe pulsado), resultando em uma significativa redução do desgaste do tubo de raios X, da dose absorvida para os pacientes e dos artefatos causados pela movimentação dos pacientes.

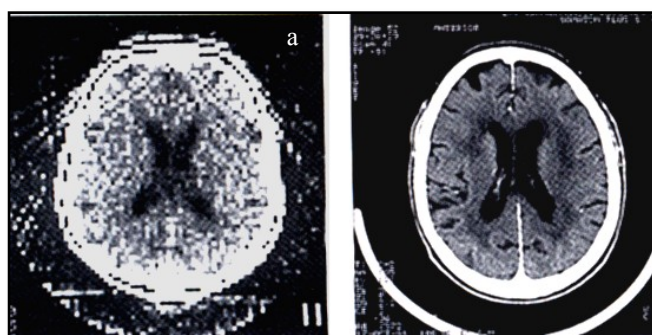
Os equipamentos de CBCT pulsados realizam diferentes quantidades de exposições por rotação. O i-CAT classic, por exemplo, efetua em média 306 a 309 exposições (com o protocolo padrão), mas as seis primeiras exposições são descartadas, pois o tubo de raios X ainda não atingiu o pico de rendimento. Com o protocolo de alta-resolução (40 s de rotação),

são efetuadas 599 exposições. Já o PreXion 3D, que possui feixe contínuo, adquire 512 imagens em uma rotação para exames de rotina e 1024 imagens para exames com alta resolução, denominada pelo fabricante de “definição ultra-alta” (UHD – *Ultra-High Definition*). Os métodos de aquisição de imagens em alta resolução permitem cortes tomográficos finos, com *voxels* de até 80 μm , melhorando a visualização de detalhes, mas aumentando o tempo de exposição e, conseqüentemente, a dose absorvida para os pacientes (LUDLOW; IVANOVIC, 2008).

2.2.3 Imagem digital tomográfica

A imagem digital é constituída de pequenos elementos, denominados *pixels* (*picture elements*) e o tom de cinza de cada pixel corresponde numericamente a um número CT (*CT number*). Enquanto o *pixel* é a representação bidimensional de um volume do tecido e o *voxel* (*volume element*) é a sua representação tridimensional, determinado pela multiplicação do tamanho do pixel pela espessura do corte tomográfico. O diâmetro da imagem reconstruída é chamado de “campo de visão” (FOV – *field of vision*). Quando o FOV é aumentado, cada pixel cresce proporcionalmente, mas quando a matriz de pixels é aumentada, o tamanho do pixel diminui (BUSHONG, 2010), melhorando a resolução da imagem, como se pode observar na Figura 14.

Figura 14 – Comparação entre imagens de CT de crânio reconstruídas com diferentes tamanhos de matrizes de *pixels*. Imagem com matriz de 64 x 64 pixels (a) e imagem de tomógrafo moderno, com 512 x 512 pixels (b).



Fonte: Seeram (2001).

O tom de cinza de cada *pixel* representa uma faixa de números CT, que varia de -1.000 a +4.000, correspondendo à variação dos coeficientes de atenuação linear (μ) do ar até o osso,

respectivamente. O número “zero” é atribuído à densidade produzida na água. O valor do número CT é dado por:

$$\#CT = k \frac{(\mu - \mu_w)}{\mu_w} \quad (1)$$

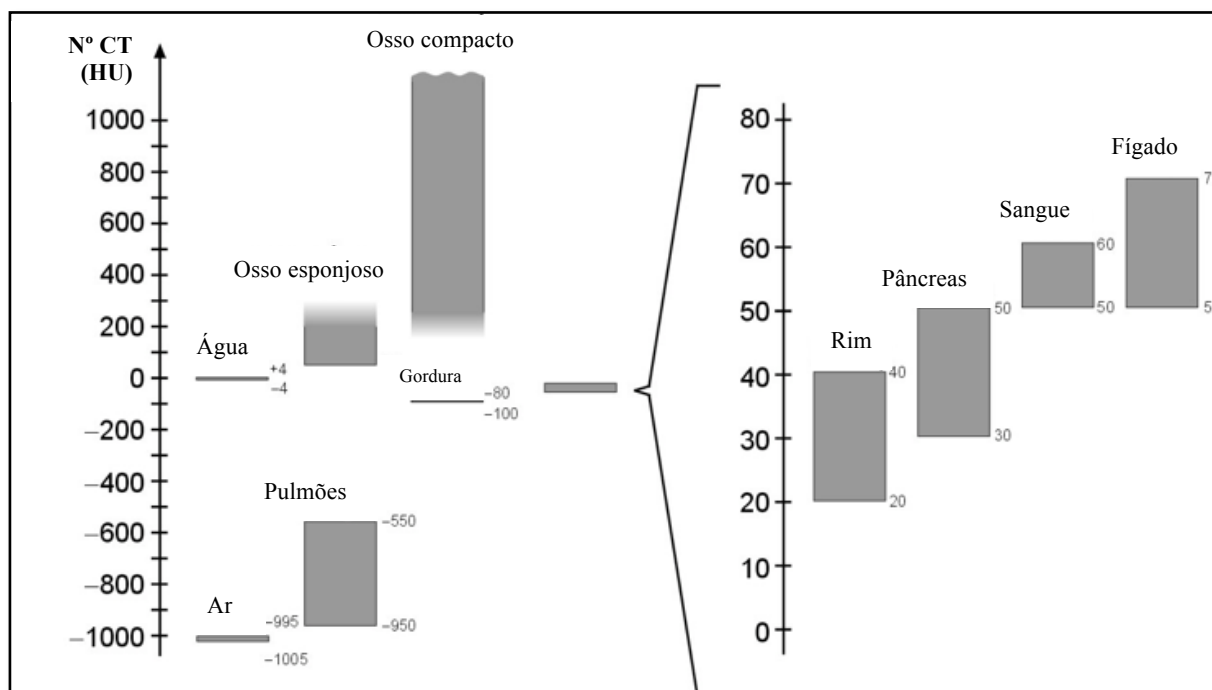
onde: μ é o coeficiente de atenuação linear para raios X de um dado *pixel*;

μ_w é o coeficiente de atenuação linear para raios X na água;

k é uma constante que determina o fator de escala de contraste (SEERAM, 2001).

Nos primeiros tomógrafos, o valor de k era 500, resultando numa escala de contraste de 0,2% por número CT. Os números CT obtidos com este fator de contraste eram denominados números *EMI* (em referência à empresa que produziu o primeiro equipamento de CT). O fator de contraste foi elevado para 1000 e os números CT obtidos com este fator formam a escala *Hounsfield* (em referência ao criador do primeiro tomógrafo computadorizado), que expressa μ com mais precisão, porque resulta em uma escala de contraste de apenas 0,1% por número CT. As unidades da escala Hounsfield são chamadas unidades hounsfield (HU – *hounsfield unit*). A escala Hounsfield é mostrada na Figura 15, relacionando os números CT aos coeficientes de atenuação linear de diferentes tecidos.

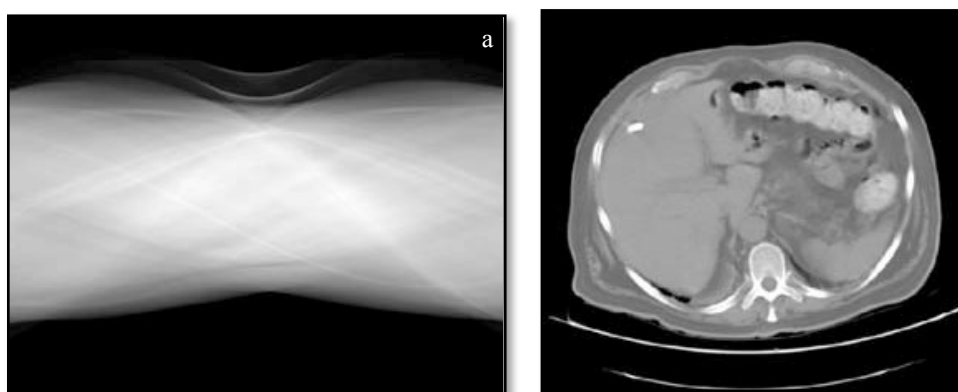
Figura 15 – Representação da Escala Hounsfield, em que os números CT são relacionados aos coeficientes de atenuação linear de diferentes tecidos e substâncias.



Fonte: adaptado de Kalender (2011).

A intensidade de brilho de cada pixel (ou os números CT) nas imagens obtidas com CT helicoidal resulta da atenuação nas diversas partes do corpo do paciente presentes ao longo da trajetória do feixe de raios X até o detector. A coleta destas informações nos diferentes ângulos de visão durante uma rotação do cabeçote proporciona os dados de projeção, os quais resultam em um sinograma (perfil de projeção sinusoidal resultante da transformada de Radon). O sinograma pode ser representado como uma imagem, onde o eixo y representa as medições de cada detector e o eixo x, as medições dos detectores em cada posição do cabeçote. A imagem do sinograma é de difícil interpretação, devido às formas que se sobrepõem, como mostra a Figura 16. Portanto, é necessário o uso de um método computacional para a reconstrução da imagem de atenuação original (LEE et al., 2006; BUZUG, 2008).

Figura 16 – Sinograma (a) de um corte tomográfico do abdômen e a reconstrução final da imagem tomográfica (b).



Fonte: Buzug (2008).

O processo matemático (ou algoritmo) utilizado na reconstrução de imagens tomográficas é conhecido como projeção posterior filtrada (PPF). Este método parte do princípio de que a atenuação em qualquer ponto dentro do campo de visão do tomógrafo pode ser calculada somando-se uma combinação ponderada de medidas, denominada *kernel* ou algoritmo. O tom de cinza do pixel é determinado a partir da medição do detector correspondente, subtraindo-se os sinais dos detectores vizinhos (LEE et al., 2006).

De acordo com Kalender (2011), as tomografias atuais normalmente são reconstruídas com o método de reconstrução de projeção posterior com convolução, ilustrado na Figura 17. Este método utiliza uma função matemática (kernel de convolução) que funciona como um “filtro de passa-alta”, permitindo que as frequências espaciais mais baixas sejam filtradas.

Este algoritmo permite que o operador escolha a intensidade do filtro, que influencia no ruído e na resolução do sistema.

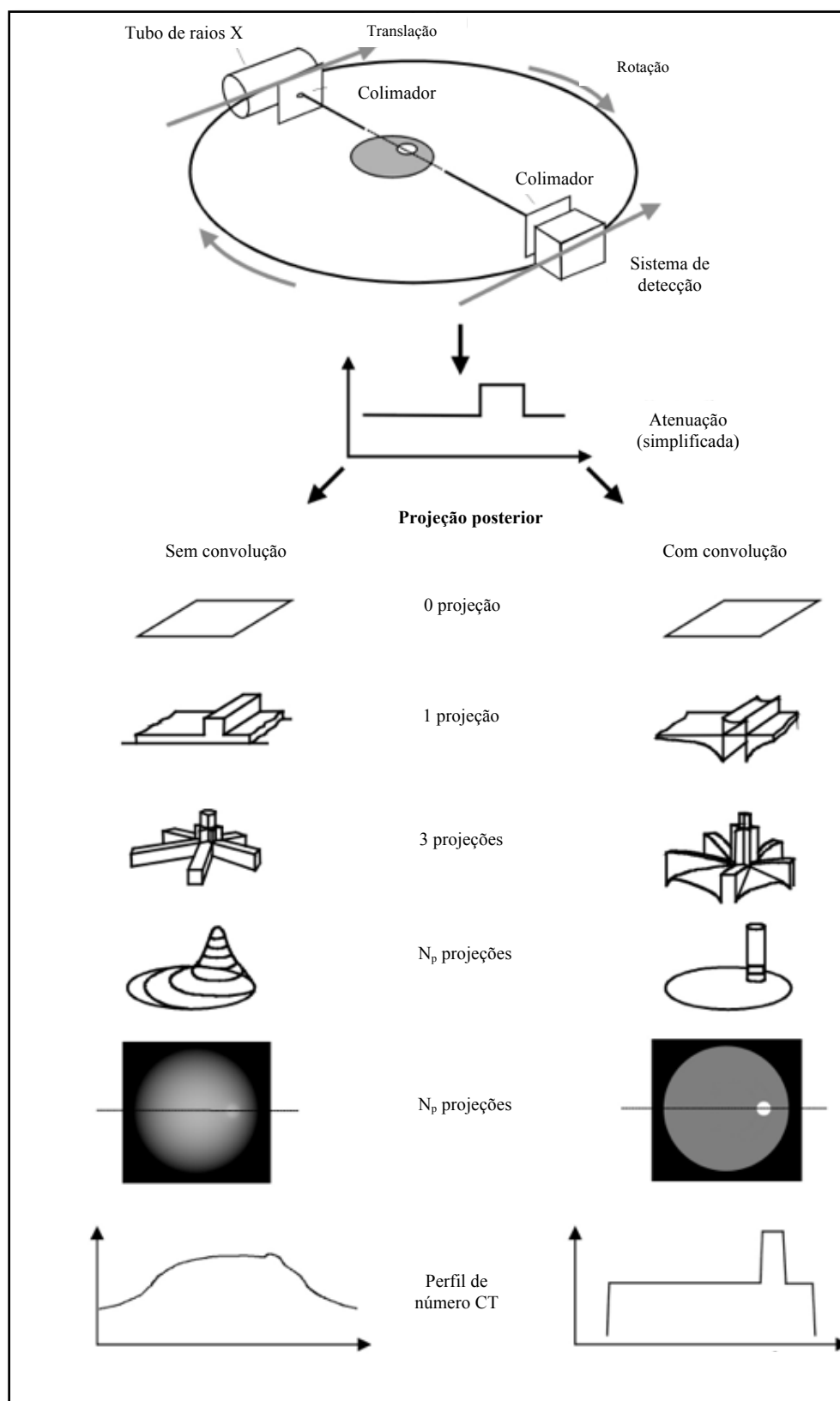
Alguns modelos de tomógrafos mais modernos utilizam métodos iterativos de reconstrução de imagens, que utilizam os dados brutos (*raw data*) das imagens ou as imagens previamente reconstruídas por PPF com o foco na redução do ruído, utilizando reprocessamentos de matrizes matemáticas. Estes métodos melhoram significativamente a qualidade das imagens, podendo resultar em reduções nas doses absorvidas pelos pacientes (SILVA et al., 2010).

Tomógrafos helicoidais (de corte-único ou multicorte) permitem também reconstruções tridimensionais utilizando algoritmos 3D. Estes algoritmos são baseados em gráficos computacionais e usam reconstrução volumétrica e de superfície para produzir imagens tridimensionais. Um algoritmo para visualização de superfícies consiste em interpolação, segmentação, formação de superfície e projeção. Algoritmos 3D permitem que o usuário interaja, visualize e manipule grandes objetos tridimensionais, facilitando a localização e medidas de distância de grandes lesões, por exemplo, como mostra a Figura 18. Estas imagens são úteis na clínica odontológica, por exemplo, para medir a extensão de lesões, em especial em exames para cirurgias bucomaxilofaciais. Porém, as reconstruções 3D podem ser produzidas com artefatos que dificultam a visualização das estruturas. Pequenas movimentações dos pacientes ou a presença de metais no campo de radiação podem ser as causas destes artefatos.

Imediatamente após a aquisição e o processamento, as imagens podem ser manipuladas e processadas, incluindo reconstruções secundárias. Faz parte da rotina clínica atual a avaliação de parâmetros geométricos, como distância, área, ângulo e volume, bem como a avaliação de medidas de densidade (SIEMENS, 2006). Os parâmetros geométricos podem ser avaliados com maior precisão do que na radiografia panorâmica e a densidade é medida usando os números CT numa determinada região de interesse (ROI – *region of interest*). As medidas de distância são importantes no planejamento de implantes dentários, pois o cirurgião dentista necessita conhecer a profundidade e diâmetro do canal mandibular, onde será inserido o implante.

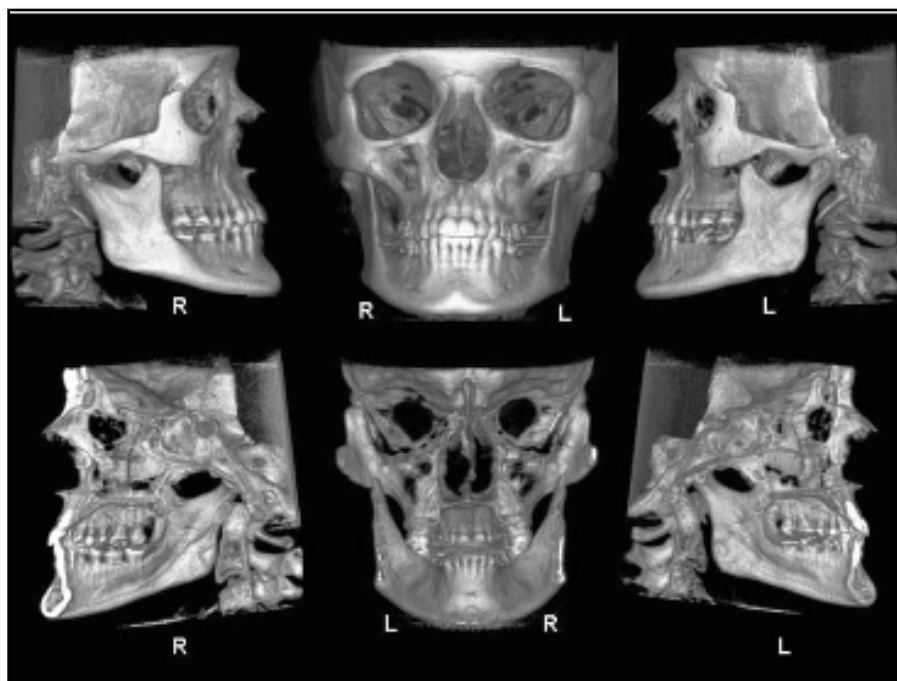
A reconstrução multiplanar (conhecida também como “reformatação de imagem”) cria imagens coronais, sagitais e para-axiais a partir de uma varredura axial transversa. As imagens “reformatadas”, mostradas na Figura 19 permitem visualização de estruturas específicas (relacionadas a estruturas vizinhas), determinam a extensão de lesões e fraturas e ajudam a localizar lesões, fragmentos ósseos e corpos estranhos.

Figura 17 – Esquemas mostrando métodos de reconstrução de imagens em CT por projeção posterior e com convolução. As reconstruções efetuadas sem o kernel de convolução normalmente resultam em imagens pouco nítidas.



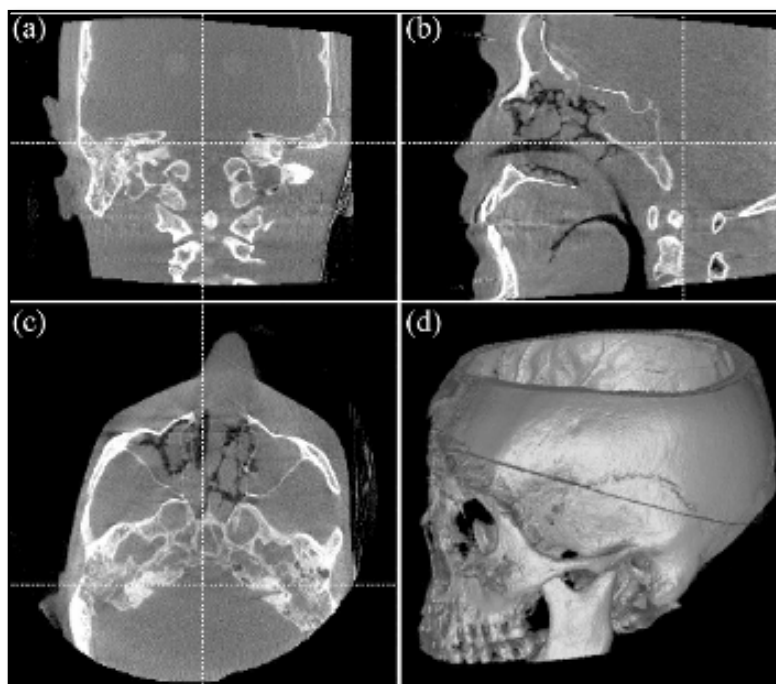
Fonte: adaptado de Kalender (2011).

Figura 18 – Imagens de reconstrução tridimensional da região bucomaxilofacial, obtidas com um tomógrafo computadorizado de feixe cônico, modelo i-CAT classic.



Fonte: Arnheiter et al. (2006).

Figura 19 – Imagens tomográficas obtidas após reformatação multiplanar em procedimento intraoperatório: (a) coronal; (b) sagital; (c) axial; e (d) reconstrução volumétrica.



Fonte: Daly et al. (2006).

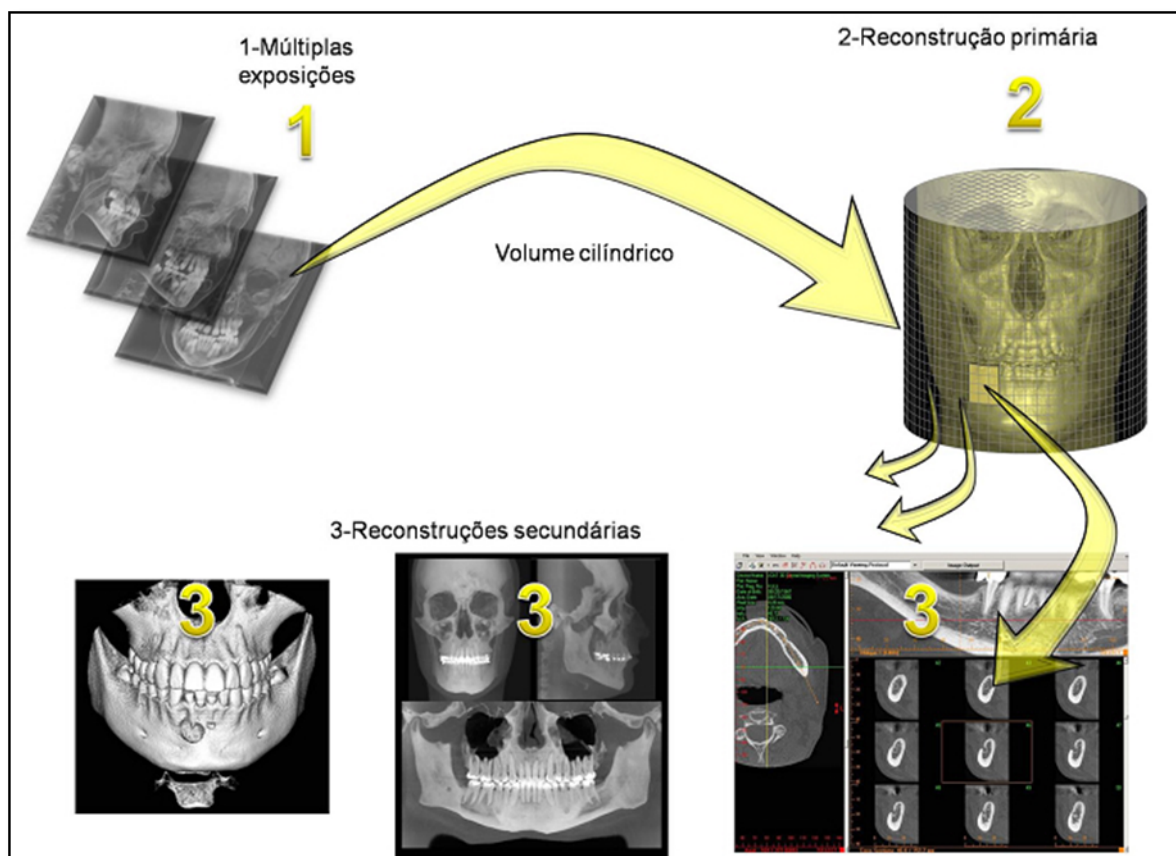
2.2.3.1 Imagem digital na tomografia de feixe cônico

Com relação aos tomógrafos de feixe cônico, a reconstrução de imagens é efetuada de modo “inverso” ao que ocorre na CT helicoidal. Como mostrado na Figura 20, são adquiridas imagens radiográficas do paciente (e não tomográficas), cujo número total durante uma rotação completa pode variar dependendo do modelo do tomógrafo e dos parâmetros selecionados. Os dados brutos (*raw data*) são corrigidos para distorções geométricas e dinâmicas do detector e elaborados por uma versão modificada do método de PPF 3D proposto por Feldkamp, Davis e Kress (FDK) em 1984 (apud MOZZO et al., 1998, p. 1559; BUZUG, 2008).

A partir do volume cilíndrico adquirido, o sistema permite as reconstruções primárias, que consistem de cortes tomográficos axiais ou para-axiais oblíquos (paralelos à base da mandíbula, por exemplo, como mostra a Figura 21), definidos a partir de uma imagem lateral ou anteroposterior de referência (*scout view*), de modo semelhante aos tomógrafos helicoidais. Várias reconstruções primárias de cortes contíguos podem ser produzidas a partir dos dados brutos de apenas uma varredura (MOZZO et al., 1998; SUKOVIC, 2003).

A partir das imagens axiais ou oblíquas (reconstrução primária), é possível obter imagens perpendiculares ao arco dental (parassagittais), panorâmicas ou tridimensionais, denominadas reconstruções secundárias. As imagens bidimensionais são obtidas por reformatação ao longo dos planos perpendiculares aos cortes axiais ou oblíquos e permitem medidas de distância, o que é necessário na avaliação de lesões ou planejamento de implantes (MOZZO et al., 1998).

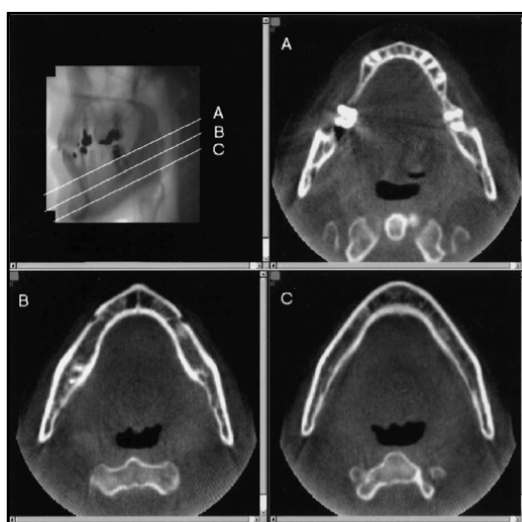
Figura 20 – Esquema descrevendo a aquisição e reconstrução de imagens em CBCT.



1 – Aquisição através de múltiplas exposições durante rotação do tubo de raios X e detector; 2 – reconstrução primária, que permite a obtenção de cortes axiais e oblíquos; 3 – reconstruções secundárias, por reformatação multiplanar (tridimensional, panorâmica, parassagitais).

Fonte: Bueno et al. (2007).

Figura 21 – Imagens para-axiais oblíquas da mandíbula, reconstruídas em planos paralelos à base da mandíbula. A imagem superior esquerda representa o *scout view*, utilizado para a seleção dos cortes para-axiais (A, B e C).



Fonte: Mozzo et al. (1998).

2.2.4 Avaliação da qualidade da imagem tomográfica

A qualidade da imagem pode ser avaliada de forma subjetiva, quando realizada por especialistas com imagens adquiridas com pacientes ou simuladores, ou de forma objetiva, quantificando parâmetros da imagem. Na análise objetiva, são avaliados parâmetros como resolução espacial, limiar de contraste para detecção de detalhe, ruído etc. Estas medições são efetuadas com cálculos matemáticos que caracterizam vários parâmetros de qualidade. Estas medições podem ser univariadas (ou globais), calculadas de forma absoluta sobre a própria imagem, ou bivariadas (ou relativas), calculadas utilizando uma imagem de referência (AVCİBAŞ, 2002).

De acordo com Avcibaş (2002), uma boa medida de qualidade da imagem deve refletir a distorção na imagem devido ao borramento, ruído, compressão ou falha no detector, por exemplo. Para o autor, as medidas mais utilizadas são variações do erro médio quadrático ou razão sinal-ruído (SNR – *signal to noise ratio*), por serem relativamente fáceis de calcular e são diretamente correlacionadas aos sistemas de reconstrução de imagens. Discutiremos a seguir alguns testes que são efetuados para a avaliação objetiva da imagem:

Razão sinal-ruído (SNR) – O ruído compreende flutuações estatísticas na intensidade do sinal de uma imagem, que contribui para a degradação da sua qualidade. O ruído da imagem é o desvio-padrão da intensidade do sinal da imagem e se ajusta à estatística de Poisson, cuja distribuição se assemelha a uma gaussiana. Deste modo, o desvio-padrão e, portanto, o ruído, pode ser calculado como a raiz quadrada do valor médio do sinal.

A razão sinal-ruído (SNR) é o quociente entre a média do sinal e o ruído da imagem. Deste modo, a SNR pode ser calculada como a raiz quadrada da média dos valores de sinal. A SNR pode ser medida em toda a imagem ou utilizando regiões de interesse (ROIs – *regions of interest*) localizadas em porções clinicamente importantes da imagem, ou seja, em áreas que são utilizadas para o diagnóstico (BUZUG, 2008; SUOMALAINEN, 2010; BUSHBERG et al., 2011; SANTANA, 2011). Como o ruído é inerente ao sinal, o aumento da amostragem, isto é, da quantidade de fótons de raios X que chega ao detector, reduz a contribuição ao ruído e aumenta a SNR (SANTANA, 2011).

Araki e colaboradores (2004) realizaram medições com um simulador cilíndrico de água para avaliar o ruído em tomógrafos de feixe cônico equipados com intensificador de imagens e câmera CCD. O desvio-padrão do sinal na água foi de cerca de 80 HU no tomógrafo de feixe cônico CB MercuRay. Os autores mostraram que o valor diminuía com o

aumento da corrente do tubo (de 10 para 15 mA) e com o aumento do tamanho do *voxel*. Este valor é muito superior ao observado em tomógrafos helicoidais e, em medições *in vivo*, o tecido adiposo pode ser confundido com músculo. O alto ruído pode ser causado, de acordo com os autores, pela grande quantidade de radiação espalhada (devido ao grande campo de radiação) e pelo ruído eletrônico do intensificador de imagens (ARAKI et al., 2004; YAMASHINA et al., 2008). Como visto anteriormente, os tomógrafos de feixe cônico mais modernos utilizam detectores planos, que resultam em maior SNR, permitindo a visualização de vasos sanguíneos, tendões e nervos, mas a resolução de baixo contraste de tomógrafos helicoidais ainda é superior. Por outro lado, nas imagens odontológicas o objeto de interesse é a visualização de tecidos ósseos e dentários (REICHARDT et al., 2008).

Razão contraste-ruído (CNR) – O contraste é a diferença percentual entre o sinal de dois pontos ou regiões próximas na mesma imagem e o ruído é um elemento inversamente correlacionado ao contraste. A razão contraste-ruído (CNR – *contrast to noise ratio*) é uma medida, portanto, que relaciona os dois parâmetros (a diferença de intensidades entre duas regiões e a flutuação estatística do sinal). A CNR pode ser calculada como a diferença entre sinais medidos para cada material/região dividida pelo ruído da imagem, de acordo com a equação:

$$CNR = \frac{(S_1 - S_2)}{\sigma} \quad (2)$$

onde: S_1 e S_2 são as médias das intensidades de sinal de duas regiões de interesse (S_2 é a região considerada como fundo) e σ é o desvio-padrão da região de fundo, ou seja, o ruído da imagem (SUOMALAINEN, 2010; SANTANA, 2011).

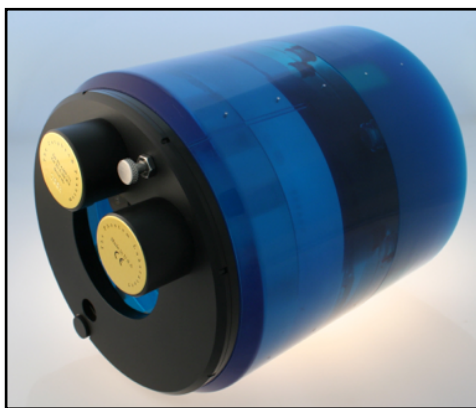
Sistemas de CBCT, por utilizarem detectores de área e campos de radiação maiores que a CT helicoidal, sofrem mais influência da radiação espalhada, o que eleva o nível de ruído e reduz o contraste da imagem. Este fato reduz a capacidade destes equipamentos de distinguir tecidos moles diferentes, especialmente para os que utilizam intensificadores de imagens (ARAI et al., 1999; GUPTA et al., 2006; SUOMALAINEN, 2010).

Por outro lado, o estudo de Peltonen e colaboradores (2007) com o tomógrafo CBCT 3D Accuitomo mostrou que, apesar de apresentar razão contraste-ruído 50% inferior em relação às imagens produzidas em tomógrafos multicorte, a CNR era adequada ao diagnóstico do objeto em questão. Daly e colaboradores (2006) estudaram um protótipo de arco-C com

detector plano para aquisições em CBCT de cabeça e pescoço em procedimentos intraoperatórios e mostraram que a CNR aumentava com a raiz quadrada da dose e com a raiz quadrada do tamanho do *voxel*, mas não foi afetada pelo número total de projeções (de 100 a 500 projeções por estudo).

O relatório do serviço de saúde britânico (NHS – *National Health Service*) sobre equipamentos de CBCT apresenta alguns testes de qualidade de imagem que podem ser efetuados adquirindo imagens tomográficas de objetos de teste (simuladores) e analisando os resultados com os próprios softwares dos tomógrafos (LAWINSKI et al., 2010). Este relatório recomenda ainda medições com o uso de um *phantom* para avaliações objetivas da imagem tomográfica em equipamentos de CBCT. Normalmente, phantoms específicos são fornecidos junto com os tomógrafos, produzidos pelos próprios fabricantes. Entretanto, há outros modelos, como o 062MQA (fabricado pela CIRS) e o Catphan 424 (fabricado pelo *Phantom Laboratory*, Estados Unidos), mostrado na Figura 22. Estes phantoms possuem várias estruturas, como padrões de barras e cilindros com diferentes materiais, que podem ser utilizados para avaliar resolução, números CT, ruído, uniformidade da imagem e outros.

Figura 22 – Imagem do simulador Catphan[®] 424, produzido pelo *Phantom Laboratory*, para testes de qualidade em CBCT.



Fonte: Catphan[®] Phantoms, Phantom Laboratory².

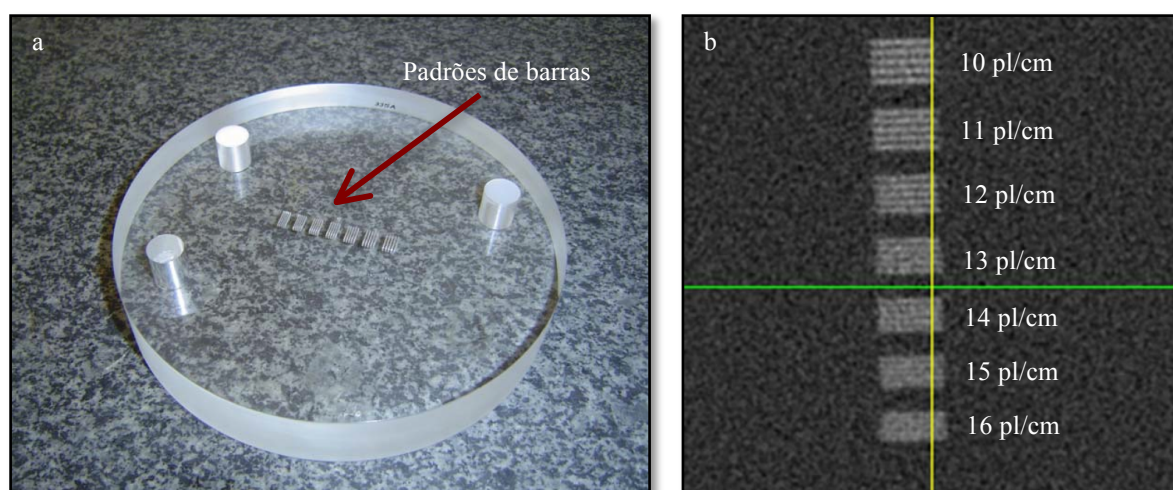
Entre os testes recomendados destacam-se os seguintes:

Resolução espacial de alto contraste – A resolução espacial pode ser quantificada como o limite máximo de diferenciação de padrões de barras e espaços, em termos de frequência

² Catphan[®] Phantoms. Disponível em <<http://www.phantomlab.com/products/catphan.php>>. Acesso em: 06 fev. 2013.

espacial. Para avaliar a resolução espacial de alto contraste, realiza-se a aquisição da seção do phantom contendo barras metálicas com diferentes espaçamentos, correspondendo a diferentes frequências espaciais (normalmente em pares de linhas por centímetro – pl/cm), conforme mostra a Figura 23. A avaliação consiste na visualização de padrões de barras e na identificação das linhas com a maior frequência em que é possível visualizar a separação das linhas.

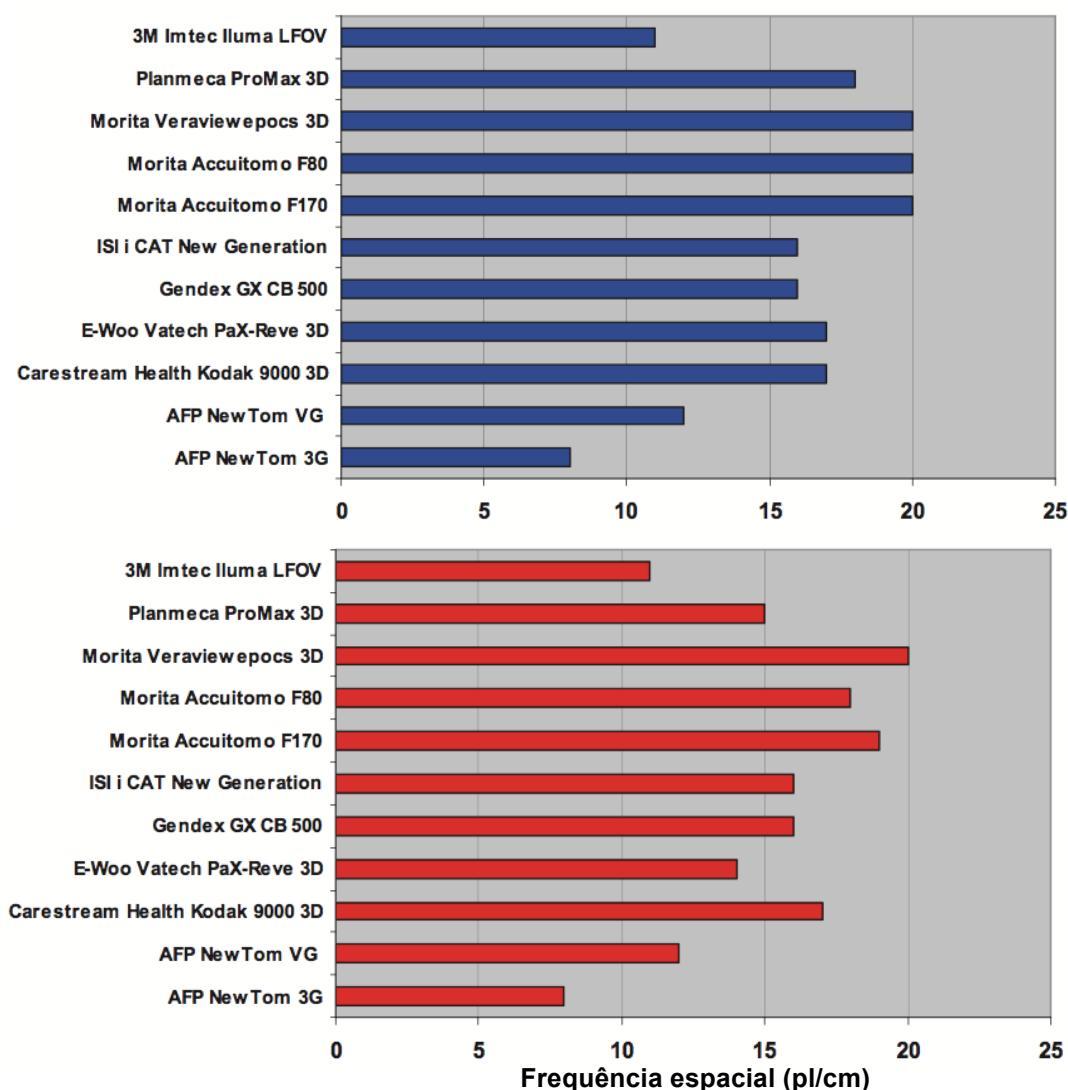
Figura 23 – (a) Imagem do simulador utilizado para avaliação da qualidade da imagem no tomógrafo i-CAT classic, mostrando (*seta*) os padrões de barras com diferentes números de pares de linhas por centímetro; (b) visualização dos padrões de barras no software do tomógrafo com a resolução espacial de cada padrão.



Fonte: ISI (2008).

Um estudo foi realizado pelo grupo do NHS em 11 modelos de tomógrafos de feixe cônico, procurando avaliar a resolução espacial da imagem adquirida com dois protocolos: a) protocolo de alta resolução e b) protocolo de rotina para planejamento de implante do 1º molar superior. Os resultados obtidos, apresentados na Figura 24, mostraram que a resolução espacial variou de 10 a 20 pl/cm (pares de linha por centímetro) e que as imagens obtidas com os protocolos de alta-resolução apresentaram resultados similares ou levemente melhores às obtidas com os protocolos padrão para planejamento de implante do primeiro molar superior (LAWINSKI et al., 2010).

Figura 24 – Resultados da avaliação de resolução espacial, obtidos pelo NHS. Medições efetuadas em diversos tomógrafos de feixe cônico com protocolos de alta-resolução (*superior, azul*) e protocolos de rotina para planejamento de implante do 1º molar superior (*inferior, vermelho*).



Fonte: adaptado de Lawinski et al. (2010).

Uniformidade – para avaliar a uniformidade da imagem, a técnica consiste de adquirir imagens de um phantom cilíndrico uniforme (com água ou acrílico) e, utilizando o software de processamento de imagens do tomógrafo, selecionar regiões de interesse no centro da imagem axial e em quatro regiões periféricas, para medir e comparar os números CT, como mostra a Figura 25.

Um estudo realizado pelo NHS mostrou uma grande variação entre os valores de uniformidade medidos com as imagens obtidas com os 11 tipos de tomógrafos. Foi verificada uma variação de 10% para o tomógrafo Morita Accuitomo F80 e 127% para o tomógrafo

Planmeca ProMax 3D. Por outro lado, todos os avaliadores especialistas consideraram as imagens aceitáveis do ponto de vista clínico (LAWINSKI et al., 2010).

Figura 25 – Imagem axial de simulador cilíndrico uniforme, mostrando o posicionamento de cinco ROIs circulares (e os números CT com desvio padrão de cada uma, em HU), utilizando o software do tomógrafo i-CAT classic, para a avaliação da uniformidade da imagem.



Fonte: ISI (2008).

Exatidão de números CT – Este teste visa avaliar a exatidão dos números CT para materiais com diferentes coeficientes de atenuação linear, que geralmente são: ar, polietileno, acrílico e teflon. Para tanto, realiza-se a aquisição de imagem de phantom que apresentam materiais equivalentes a estes. Os resultados do estudo realizado pelo NHS mostraram valores muito discrepantes entre o número de CT medido e o valor nominal para cada material. A Tabela 2 apresenta os resultados obtidos. Segundo os autores do estudo, esta grande diferença entre os valores nominais e medidos pode ter ocorrido devido às diferenças nas calibrações dos detectores, o que não afetou de forma significativa a qualidade das imagens (LAWINSKI et al., 2010). Por outro lado, números CT descalibrados podem resultar em grandes erros ao usar as imagens em medidas quantitativas (para diferenciar tipos ósseos, por exemplo).

Tabela 2 – Resultados da avaliação de exatidão dos números CT em diferentes materiais, medidos pelo NHS, no Reino Unido.

Tomógrafo	Ar	Polietileno	Acrílico	Teflon
<i>Número CT nominal</i>	<i>-1000</i>	<i>-100</i>	<i>120</i>	<i>990</i>
AFP NewTom VG	-47	330	502	750
E-woo Vatech PaX-Reve 3D	-655	-350	-319	-77
Gendex CB 500	-971	-480	-220	154
ISI i-CAT NewGeneration	-998	-51	387	390
Morita Accuitomo F170	-1000	-40	580	1040
Planmeca ProMax 3D	-370	-325	-290	310
3M Imtec Illuma LFOV	-845	-150	110	495

Fonte: adaptado de Lawinski et al. (2010).

2.3 Dosimetria em tomografia computadorizada odontológica

2.3.1 Grandezas dosimétricas em tomografia computadorizada

Em tomografia computadorizada, as grandezas dosimétricas, definidas para medições no ar e em simuladores de PMMA, (polimetilmetacrilato) são apresentadas a seguir. As definições das grandezas foram publicadas no documento TRS-457, da IAEA (2007) e são equivalentes às grandezas publicadas na ICRU 74 (2005):

- Medição no ar: índice de kerma ar em CT ($C_{a,100}^3$).
- Medições em phantoms:
 - . índice de kerma ar em phantoms dosimétricos de CT ($C_{PMMA,100}$);
 - . índice ponderado de kerma ar em phantoms dosimétricos de CT (C_W);
 - . índice volumétrico de kerma ar em CT (C_{VOL});
 - . produto kerma ar-comprimento para exames completos de CT ($P_{KL,CT}$).

O $C_{a,100}$ é medido para uma única rotação do tubo de raios X e corresponde ao quociente da integral do kerma ar ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação do tomógrafo (eixo z), com 100 mm de comprimento e feixe com colimação total NT, conforme a Equação 3 (IAEA, 2007):

³ É importante ressaltar que, nos últimos anos, ocorreram atualizações nas denominações e símbolos das grandezas dosimétricas para CT. No documento da ICRU 74 (2005), o $C_{a,100}$ é denominado como C_K , embora a definição e os cálculos sejam os mesmos. Já a ICRP 103 (2007a) ainda utiliza as grandezas derivadas do Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (CTDI – *CT Dose Index*), que é numericamente igual ao $C_{a,100}$.

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

Para tomógrafos de corte-único, N é igual a 1. Para tomógrafos multicortes, N é o número de fileiras de detectores ativos durante a varredura, ou seja, o número de cortes com espessura T efetuados em cada rotação. A unidade do $C_{a,100}$ é o J/kg, cujo nome especial é o gray (Gy).

O índice volumétrico de kerma ar em CT (C_{VOL}) ou índice volumétrico de dose em CT ($CTDI_{vol}$ – *volume CT dose index*) é calculado a partir do índice ponderado (C_W ⁴ ou $CTDI_w$), o qual é estimado com medições utilizando uma câmara de ionização do tipo lápis inserida em um phantom dosimétrico padrão de PMMA, como mostra a Figura 26. O C_W é calculado utilizando a Equação 4 (IAEA, 2007):

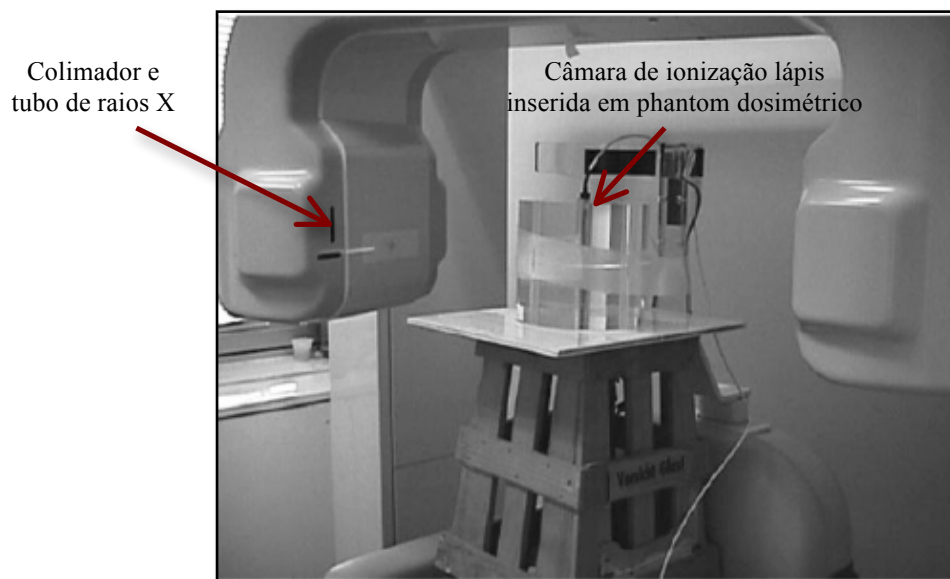
$$C_W = \frac{1}{3} (C_{PMMA,100,c} + 2 \cdot C_{PMMA,100,p}) \quad (4)$$

onde $C_{PMMA,100,c}$ é o valor do índice de kerma ar medido no centro de um phantom de PMMA e $C_{PMMA,100,p}$ é a média das leituras em quatro pontos da periferia do phantom.

Em tomógrafos helicoidais, o C_{VOL} é calculado dividindo-se o C_W pelo fator de passo (*pitch*), que é definido como a razão entre o deslocamento da mesa em uma rotação e a colimação do feixe de raios X. O produto kerma ar-comprimento ($P_{KL,CT}$) é calculado multiplicando-se o índice volumétrico pelo comprimento de varredura do exame completo (IAEA, 2007).

⁴ Na ICRU 74 (2005), o C_W é denominado $C_{K,PMMA,w}$.

Figura 26 – Imagem mostrando a medição do $C_{PMMA,100,c}$ em tomógrafo de feixe cônico, permitindo observar uma câmara de ionização lápis inserida em um phantom dosimétrico padrão de cabeça para CT.



Fonte: Lofthag-Hansen et al. (2008).

De acordo com Kiljunen (2008), apesar de o $CTDI_{vol}$ levar em conta a distribuição da radiação no interior do corpo do paciente, ele representa uma “aproximação da dose”, uma vez que, nos equipamentos de CBCT, a rotação não é efetuada em torno de um eixo fixo e, portanto, a dose não é bem distribuída em um phantom cilíndrico. Além desses motivos, o feixe de radiação em vários modelos de equipamentos é maior que o comprimento ativo da câmara de ionização lápis (100 mm), o que impede a medição de toda a informação do perfil de dose (LOFTHAG-HANSEN et al., 2008). Devido às limitações geométricas da câmara lápis de 100 mm, o uso da grandeza CTDI (ou $C_{a,100}$) tem sido questionado inclusive para aplicações de CT multicortes (DIXON, 2003; BRENNER et al., 2006).

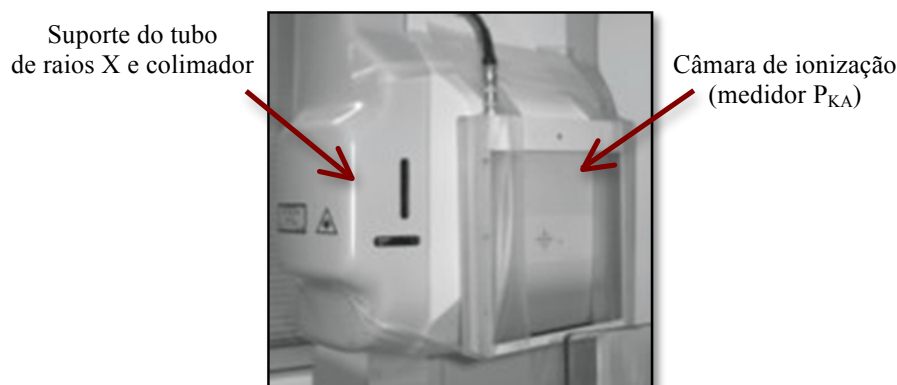
Para solucionar este problema, Dixon (2003) propôs uma nova metodologia para a medição da integral do perfil de dose (DPI – *dose profile integral*), que pode ser utilizada em dosimetria de equipamentos com feixes mais largos, como ocorre em CBCT. Este método implica no uso de detectores pequenos, como uma câmara de ionização com 10 mm de comprimento (ou um fotodiodo), inseridos em um phantom dosimétrico mais comprido que os convencionais. A medição é efetuada em um exame tomográfico completo e o dosímetro mede a dose acumulada $D(x)$ no período, representando a distribuição da dose em todo o eixo longitudinal, que é equivalente à dose de equilíbrio $D_{eq}(0)$ no centro do volume (esta só seria estimada utilizando câmaras de ionização lápis maiores).

2.3.2 Produto kerma ar-área

Outra grandeza utilizada para dosimetria em CBCT é o produto kerma ar-área (P_{KA}), anteriormente denominado produto dose-área (DAP – *Dose-Area Product*), que é a integral do kerma ar sobre a área do feixe de raios X em um plano perpendicular ao eixo do feixe. A unidade da grandeza é $J \cdot kg^{-1} \cdot m^2$ (ou $Gy \cdot m^2$). A vantagem dessa grandeza é que o valor do P_{KA} não varia com a distância ao ponto focal do tubo de raios X (desde que não haja influência de radiação retroespalhada), possibilitando a medição com um detector posicionado na saída do tubo, por exemplo (IAEA, 2007).

Esta grandeza pode ser medida com uma câmara de ionização de pequeno volume, desde que se conheça o tamanho do campo de radiação no ponto da medição, ou utilizando-se um medidor específico acoplado à saída do colimador do tubo de raios X, como mostra a Figura 27 (HOLROYD; WALKER, 2010). O medidor é uma câmara de ionização de placas paralelas, transparente, permitindo sua utilização durante a realização de exames em pacientes ou simuladores.

Figura 27 – Medidor de produto kerma ar-área (câmara de ionização de placas paralelas) posicionado na saída do tubo de raios X de um tomógrafo de feixe cônico.



Fonte: Lofthag-Hansen (2010).

A utilização da grandeza produto kerma ar-área em dosimetria de CBCT é recomendada pela Agência de Proteção à Saúde (HPA – *Health Protection Agency*) do Reino Unido. A HPA baseou-se em dados coletados em 41 unidades de CBCT para propor um valor de referência (*achievable dose*) de $250 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2$ (ou $25 \mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$) para exames adultos efetuados com o protocolo para planejamento de implante do primeiro molar superior (HOLROYD; WALKER, 2010; LOFTHAG-HANSEN, 2010).

A indicação do valor de referência da agência britânica tem o objetivo de ajudar os compradores de novos modelos de tomógrafos odontológicos, permitindo a seleção daquele que é capaz de fornecer as menores doses absorvidas pelos pacientes. Entretanto, a HPA não publicou um nível de referência para tomógrafos com grandes FOVs, como o i-CAT classic e o NewTom 3G. Estes equipamentos não possibilitam a aquisição de imagens localizadas de apenas um ou dois dentes, o que irá resultar, na maioria dos casos, em valores de P_{KA} superiores à referência. Para os casos em que os valores de P_{KA} medidos forem consideravelmente elevados, a HPA recomenda o uso do equipamento apenas para exames específicos; por exemplo, equipamentos com FOVs grandes devem ser utilizados para adquirir imagens de áreas de interesse além da região dento-alveolar, como traumas ou ossos faciais. A HPA recomenda ainda que níveis locais de referência devem ser determinados em termos de P_{KA} , levando-se em conta os diferentes modelos de tomógrafos e diferentes protocolos de aquisição de imagens (HPA, 2010).

Torres e colaboradores (2010) mediram valores de P_{KA} no tomógrafo i-CAT classic, comparando diferentes tempos de rotação e tamanhos de voxel. Os valores encontrados, de $24,43 \text{ mGy} \cdot \text{m}^2$ a $45,30 \text{ mGy} \cdot \text{m}^2$, foram muito superiores ao valor de referência da HPA. Entretanto, vale ressaltar que o menor tamanho de campo do i-CAT classic é de $6 \times 16 \text{ cm}^2$, suficiente para uma tomografia de uma arcada dentária completa, enquanto que a referência britânica é a recomendação para o exame de apenas um dente. Os autores concluíram, conforme esperado, que o aumento no tempo de rotação do tomógrafo é diretamente proporcional ao produto kerma ar-área e alterações apenas no tamanho do voxel não resultam em mudanças no P_{KA} .

Han e colaboradores (2012) realizaram estudos com 14 equipamentos de CBCT na Coreia do Sul com o objetivo de gerar níveis de referência. Eles observaram que os valores de P_{KA} variaram de 48 a $396 \mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$ para exames com FOV máximo. Os valores de FOVs máximos medidos neste trabalho foram: $16 \times 10 \text{ cm}^2$ (i-CAT *new generation*); $16 \times 15 \text{ cm}^2$ (NewTom VG); $14 \times 8 \text{ cm}^2$ (CB 500); $23 \times 26 \text{ cm}^2$ (ProMax 3D), entre outros. O nível de referência (terceiro quartil da distribuição) foi estimado em $320 \mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$. Estes valores são superiores aos que foram encontrados por Helmrot e Thilander-Klang (2010), em medições realizadas com cinco tomógrafos na Suécia. O valor por eles encontrado foi de $73 \mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$, para exames realizados com campo de $6 \times 6 \text{ cm}^2$ e $35 \mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$ para campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$.

2.3.3 Doses absorvidas nos órgãos

De acordo com a publicação ICRP 105 (2007b), as doses absorvidas nos órgãos e tecidos (ou doses equivalentes) são as grandezas relevantes para planejar a exposição de pacientes e para avaliar o risco proveniente do procedimento radiológico. A avaliação da dose absorvida em órgãos de pacientes pode ser estimada através de medições em simuladores do corpo humano (*phantom* antropomórfico), utilizando dosímetros termoluminescentes, ou por simulação computacional. No caso da simulação computacional, há poucos trabalhos na área de tomografia computadorizada e, em particular, para os exames de CBCT. Não foram encontrados trabalhos que forneçam os valores de fatores de conversão entre o P_{KA} e a dose absorvida no órgão.

Com relação aos estudos com dosímetros termoluminescentes, Ludlow e colaboradores (2003) foram os primeiros a publicar dados dosimétricos em equipamentos de CBCT, utilizando dosímetros TL inseridos em um *phantom* antropomórfico, modelo Alderson RANDO[®] (*Radiation Analog Dosimetry system*). O trabalho foi realizado utilizando o tomógrafo NewTom com diferentes valores de FOV. A partir dos valores das doses absorvidas nos órgãos, os autores calcularam a dose efetiva, obtendo o valor de 36,9 μSv para exames de maxila e mandíbula. De acordo com os autores, este valor é cerca de 8 vezes inferior ao encontrado em procedimentos semelhantes realizados com CT helicoidal e até 7 vezes superior ao encontrado com radiografias panorâmicas. É importante ressaltar que, atualmente, não se recomenda o cálculo da dose efetiva para pacientes, o que será discutido no tópico seguinte. De acordo com a ICRP (2007b), a dose efetiva não tem por objetivo a medida de riscos individuais nem deve ser usada para avaliações epidemiológicas de exposições.

Em outro trabalho, Ludlow e colaboradores (2006) utilizaram a mesma metodologia anterior para estimar as doses absorvidas nos órgãos de pacientes submetidos a exames em três tomógrafos de feixe cônico: CB Mercuray; NewTom 3G; e i-CAT classic. Eles observaram que as doses apresentaram grandes variações, dependendo do modelo do tomógrafo, do tamanho do campo de radiação e dos parâmetros de aquisição selecionados. Estas variações ocorrem porque cada modelo de equipamento de CBCT utiliza diferentes parâmetros de exposição. No i-CAT classic, por exemplo, a tensão e a corrente são fixas e há três opções de tempo de rotação, de acordo com o estudo desejado, que resultam em diferentes tamanhos de voxel. Esta é uma abordagem simples, mas pode resultar em doses mais elevadas que o necessário para pacientes pequenos, como crianças. Os parâmetros do

tomógrafo NewTom 3G também não podem ser alterados pelo operador, mas o equipamento possui um controle automático de exposição, que altera a corrente do tubo dependendo das características do paciente e do ruído da imagem. Com o CB Mercuray, os parâmetros são selecionados pelo operador. O problema da seleção equivocada dos parâmetros de exposição é que, como as imagens digitais possuem correção de brilho e contraste, é difícil saber quando houve sobre-exposição.

Chau e Fung (2009) também utilizaram o simulador RANDO e dosímetros TL, com o intuito de comparar as doses absorvidas em órgãos relevantes da cabeça (olhos, glândulas salivares e tireoide) para tomógrafos helicoidais (Orion Scanora e GE HiSpeed) e de feixe cônico (i-CAT classic), com aquisições para maxila ou mandíbula (6 cm). Observou-se que as glândulas salivares receberam as doses mais elevadas (máximo de 56 mGy) e os exames efetuados no i-CAT classic resultaram nas menores doses absorvidas (4,74 mGy).

Um estudo efetuado por Hirsch e colaboradores (2008) comparou as doses absorvidas e efetivas em dois sistemas de CBCT (Veraviewepocs 3D e 3D Accuitomo) com diversos protocolos de aquisição. Observou-se que as doses mais elevadas, como esperado, resultaram de exames com FOVs maiores. Os autores recomendam que um FOV pequeno seja utilizado para a aquisição de imagens odontológicas e FOVs maiores devem ter o uso restrito para casos em que é necessária a visualização de mais estruturas anatômicas.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho foi realizado em uma clínica privada de Radiologia Odontológica, localizada em Recife-PE, e em uma clínica pública, localizada em Salvador-BA. Foram utilizados três tomógrafos de feixe cônico, cujas características são mostradas na Tabela 3.

Tabela 3 – Especificações dos equipamentos avaliados neste estudo, fornecidas pelos fabricantes.

Especificações	Recife-PE		Salvador-BA
	i-CAT classic	PreXion 3D	Kodak 9000
Posição do paciente	Sentado	Sentado	Sentado
Detector	Plano	Plano	Plano
Ponto focal (mm)	0,50	0,15	0,50
Tensão do tubo (kV)	120	90	60 – 90
Corrente (mA)	Fixa (7 mA)	Fixa (4 mA)	2 – 15 mA
Tempo de rotação (s)	10,0 – 40,0	16,9 – 33,5	10,5 – 21,5
Modo de exposição	Pulsado	Contínuo	Pulsado
Largura dos pulsos (ms)	11	-	30
Tamanho do voxel (mm)	0,20 – 0,40	0,15	0,10
Tamanho do FOV (mm ²) ^a	160x60 – 160x230	56x56 – 81x76	50x37
Número de imagens	306 – 599	512 – 1024	602 – 704

^a FOV – campo de visão.

É importante ressaltar que o equipamento i-CAT classic é o mais utilizado na Odontologia e é um dos primeiros modelos de tomógrafos de feixe cônico a utilizar detectores planos. O tomógrafo PreXion 3D está entre os modelos mais recentes lançados no mercado mundial e ainda há poucos equipamentos deste modelo instalados no país.

A análise das características destes três equipamentos mostra que o i-CAT classic utiliza a maior dimensão de campo de visão (FOV – *field of view*), que, nestes equipamentos, corresponde ao campo de radiação. Outros detalhes importantes são o número de imagens adquiridas por exame e o modo de exposição. Pelos dados da tabela, observa-se que o PreXion 3D opera em modo de exposição contínua, enquanto os outros dois equipamentos são pulsados, e o número de imagens obtidas por exame com o PreXion 3D é superior aos demais.

Neste trabalho, foram realizados os seguintes estudos:

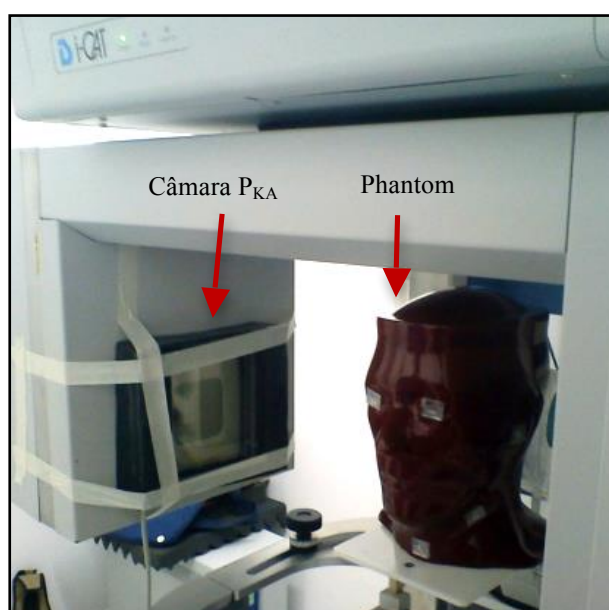
- Estimativa do produto kerma ar-área para as condições de irradiação utilizadas nas clínicas para exames de planejamento de implantes dentários;

- b) Estimativa do kerma ar na superfície de um phantom antropomórfico de cabeça;
- c) Estimativa da dose absorvida em órgãos da cabeça e pescoço, utilizando um phantom antropomórfico dosimétrico;
- d) Avaliação da qualidade das imagens obtidas com os parâmetros utilizados nas clínicas em estudo para exames de planejamento de implantes.

3.1 Estimativa do produto kerma ar-área

As medições do Produto kerma ar-área (P_{KA}) foram efetuadas com uma câmara de ionização de transmissão, fabricada pela PTW, modelo Diamantor E2, previamente calibrada. A câmara foi posicionada na saída do tubo de raios X do tomógrafo, como mostra a Figura 28. Um simulador (phantom) antropomórfico de cabeça fabricado pela RSD (*Radiology Support Devices*), modelo RS-250, foi utilizado para simular um paciente. Os valores de P_{KA} foram registrados após cada aquisição completa e três medições foram efetuadas para cada protocolo selecionado. Com o tomógrafo Kodak 9000, utilizou-se outro medidor P_{KA} , fabricado pela IBA Dosimetry, modelo KermaX Plus TinO.

Figura 28 – Imagem do medidor P_{KA} e do phantom antropomórfico posicionados no tomógrafo i-CAT classic.



Inicialmente, para cada tomógrafo, foi efetuada a determinação do fator de correção das leituras do medidor de P_{KA} , a fim de corrigir a contribuição da radiação espalhada pelo

colimador do tomógrafo. Para tanto, uma câmara de ionização com volume sensível de 3 cm³, fabricada pela Radcal, modelo 20x6-3, calibrada no LMRI-DEN/UFPE, foi posicionada no centro do feixe de radiação, afastada 39,5 cm do colimador do i-CAT classic e 42,0 cm no PreXion 3D. As medições foram efetuadas em modo scout (com o tubo e o detector parados) e repetidas três vezes. Uma placa de fósforo utilizada em sistema de radiografia computadorizada (CR) da Kodak foi posicionada na mesma posição da câmara de ionização Radcal, para medir o tamanho do campo de radiação. A leitura da câmara de ionização, corrigida pelo fator de pressão e temperatura e pelo fator de calibração, foi multiplicada pela área do feixe de radiação, determinada com a radiografia CR. Este produto corresponde ao valor nominal do P_{KA} . O fator de correção foi determinado pela razão abaixo:

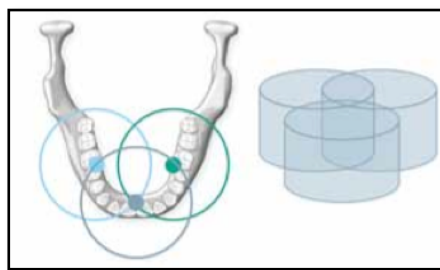
$$\text{Fator de correção} = A/B \quad (5)$$

onde: A é o valor do P_{KA} nominal (leitura da câmara de ionização de referência multiplicada pela área do campo de radiação, medida com o filme) e B é o P_{KA} medido com o PTW Diamentor.

Para obter o valor de calibração do medidor P_{KA} utilizado nas medições do tomógrafo Kodak 9000, foi utilizado um medidor de estado sólido Radcal Rapidose e um filme radiográfico dentro de um envelope opaco, na mesma posição do detector. A aquisição foi efetuada com uma rotação completa do tomógrafo, visto que o mesmo não adquire imagens em modo scout. A área do campo de radiação foi determinada de acordo com o documento TRS-457 (IAEA, 2007), considerando a área contida em até 50% do valor máximo de pixel na imagem obtida.

Os protocolos de aquisição selecionados para a medição do P_{KA} são mostrados na Tabela 4. Com relação ao tamanho do campo de radiação, as medições foram efetuadas utilizando os valores apresentados na Tabela 5, os quais são utilizados nas clínicas para os exames de planejamento de implantes efetuados com os referidos equipamentos. Vale ressaltar que o tomógrafo Kodak 9000 permite exames com apenas um valor de FOV (50 x 37 mm²), mas efetua três aquisições (rotações) para o planejamento de implantes, resultando em um tamanho de campo de 93 mm x 74 mm x 37 mm (largura x profundidade x altura), como mostra a Figura 29. Este modo de aquisição é denominado pelo fabricante de “modo *stitched*”.

Figura 29 – Representação da aquisição em modo *stitched*, utilizada pelo tomógrafo Kodak 9000 para exames de planejamento de implante de toda a mandíbula ou maxila.



Fonte: Carestream Dental (2010)⁵.

Tabela 4 – Parâmetros selecionados para as medições de P_{KA} .

Modelo	Protocolo*	Tensão (kV)	Carga (mAs)	Tempo (s)	Voxel (mm)
i-CAT classic	AR	120	46,72	40,0	0,25
	P	120	23,87	20,0	0,30
	R	120	12,48	10,0	0,40
PreXion 3D	AR	90	148,0	33,5	0,14
	P	90	76,0	16,9	0,14
Kodak 9000	P	70	324,0	32,4	0,20

* AR – Alta-resolução; P – Padrão; R – Rápido.

Tabela 5 – Valores dos tamanhos de campo de visão (FOV) selecionados para cada tomógrafo.

Tomógrafo	Região adquirida	Tamanho de campo	
		Altura (mm)	Largura (mm)
i-CAT classic	Face total	130	160
	Maxila + mandíbula	80	160
	Maxila	60	160
PreXion 3D	Maxila + mandíbula	76	81
Kodak 9000*	Maxila	37	93

* Modo *stitched* – três aquisições, totalizando 93 mm x 74 mm x 37 mm.

⁵ Carestream Dental. Kodak Dental Systems. **3D Stitching Program**. Carestream Dental, 2010.

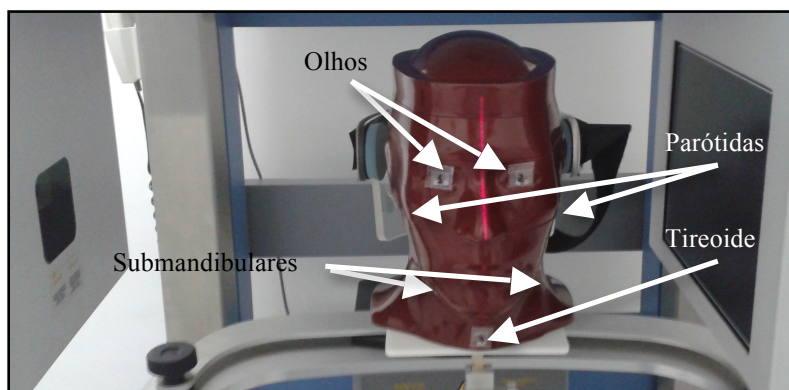
3.2 Estimativa do kerma ar na superfície do phantom

Com o objetivo de estimar os valores de kerma ar na região de órgãos de relevância, foram utilizados dosímetros termoluminescentes TLD-100, calibrados no Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (DEN/UFPE).

Para as medições, os dosímetros foram encapsulados aos pares em invólucros plásticos e foram posicionados na superfície de um phantom antropomórfico de cabeça, modelo RS-250, fabricado pela RSD. Os dosímetros foram colocados na região dos seguintes órgãos: olhos; glândulas salivares parótidas e submandibulares; e tireoide; conforme mostra a Figura 30. As leituras dos dosímetros TL foram efetuadas no DEN/UFPE, utilizando uma leitora TL, marca Victoreen, modelo 2800.

Os protocolos de aquisição selecionados para estas medições foram os mesmos utilizados nas estimativas dos valores de P_{KA} , mostrados anteriormente na Tabela 4. As aquisições foram repetidas três vezes para cada conjunto de dosímetros.

Figura 30 – Imagem do phantom RS-250 na posição do paciente para exame de planejamento de implante dentário da maxila no tomógrafo i-CAT, mostrando o posicionamento dos dosímetros.

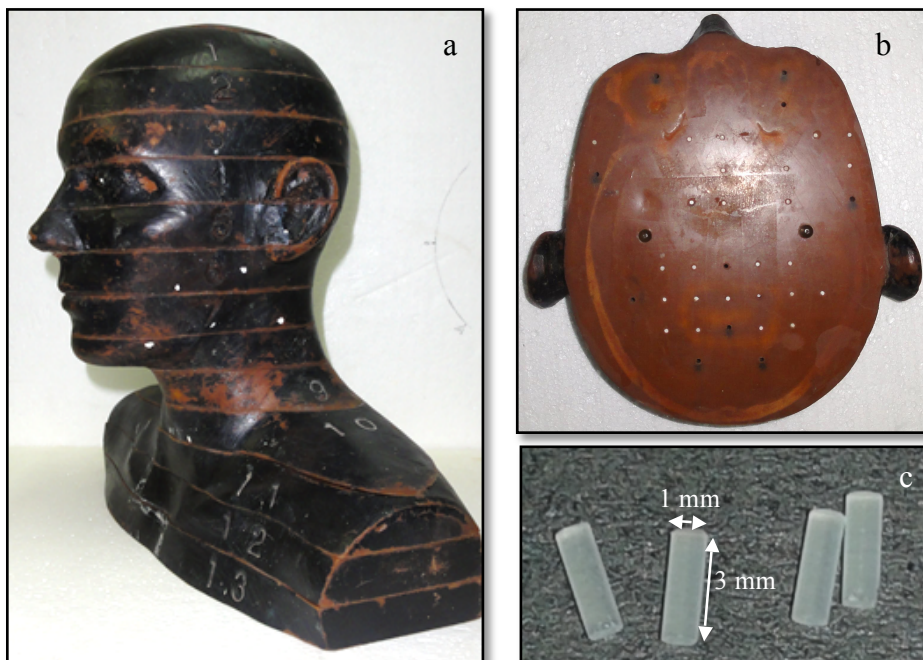


3.3 Estimativa de doses absorvidas em órgãos

Para a estimativa das doses absorvidas em órgãos da cabeça e pescoço de pacientes submetidos a exames de CBCT para planejamento de implantes, foram utilizados pares de dosímetros TLD-100 no formato de bastões cilíndricos (3 mm x 1 mm), calibrados no DEN/UFPE, inseridos no phantom antropomórfico, modelo Alderson RANDO[®], mostrados na Figura 31. Os dosímetros foram inseridos nas regiões dos órgãos de estudo, apresentados na Tabela 6. As leituras dos dosímetros foram realizadas no DEN/UFPE, utilizando uma

leitora termoluminescente Harshaw-Bicron, modelo 3500. Para as medições da dose absorvida na pele, foram utilizados dosímetros TL posicionados na superfície do phantom, em diferentes regiões da cabeça e pescoço.

Figura 31 – (a) Imagem da porção de cabeça do phantom RANDO, utilizada neste trabalho; (b) imagem da fatia 4 do phantom RANDO, mostrando os orifícios onde são inseridos os dosímetros TL; e (c) imagem dos bastões de TLD-100, que foram inseridos no phantom.



No exame de planejamento de implantes com CBCT, pode ocorrer que somente parte do órgão em estudo seja irradiada. Para estimar as frações dos órgãos que foram irradiadas neste estudo, tomaram-se como base os cálculos efetuados nos trabalhos de Ludlow e colaboradores (2006) e Roberts e colaboradores (2009), para um FOV com 80 mm de altura. Para os órgãos que recebem apenas radiação espalhada, como a tireoide e os olhos, foi considerada uma fração irradiada de 1,00, para que estes valores não sejam subestimados no cálculo da dose efetiva. Na Tabela 6, são apresentados os valores da fração irradiada dos órgãos em estudo.

Tabela 6 – Número das fatias do phantom nas quais foram localizados os dosímetros TL; valores das frações dos órgãos que foram irradiadas durante um exame radiográfico com CBCT para planejamento de implantes com FOV de 80 mm de altura; e fatores de peso do ICRP 103 (2007a) para o cálculo da dose efetiva.

Órgão	Fatia do phantom	Fração irradiada	Fatores de peso ICRP 103 (w_T)
Cérebro	3; 4	0,40	0,01
Glândula pituitária	4	1,00	-
Lentes dos olhos	4	1,00	-
Ossos (superfície)	5; 6; 7	0,07	0,01
Medula óssea	5; 6; 7	0,07	0,12
Glândulas submandibulares	7	1,00	0,01
Tireoide	9; 10	1,00	0,04
Pele*	4; 6; 8	0,02	0,01

* TLDs na superfície do phantom.

O estudo das doses nos órgãos foi efetuado para as condições de irradiação com os parâmetros de alta-resolução e padrão nos tomógrafos i-CAT classic e PreXion 3D, mostrados na Tabela 7. Cada medição foi repetida três vezes.

Tabela 7 – Parâmetros de aquisição selecionados para a estimativa das doses absorvidas nos órgãos, utilizando o phantom RANDO, com os tomógrafos i-CAT classic e PreXion 3D.

Modelo	FOV (mm ²)	Protocolo *	kV	mAs	Tempo (s)	Voxel (mm)
i-CAT classic	160 x 80	AR	120	46,72	40,0	0,25
		P	120	23,87	20,0	0,30
PreXion 3D	81 x 76	AR	90	148,0	33,5	0,15
		P	90	76,0	16,9	0,15

* AR – alta-resolução; P – padrão.

Como discutido anteriormente, não é recomendado o cálculo da dose efetiva (E) para pacientes. Entretanto, esta grandeza é apresentada na maioria dos trabalhos publicados na literatura sobre exames de CBCT e foi calculada neste trabalho apenas para efeito de comparação. A dose efetiva foi calculada como o somatório dos produtos das doses equivalentes (H_T) estimadas nos órgãos em estudo levando em conta os fatores de peso para órgãos e tecidos publicados no documento da ICRP 103 (2007a), que foram apresentados na Tabela 6. As doses equivalentes resultam da multiplicação das doses absorvidas medidas com os dosímetros TL multiplicadas pela fração irradiada de cada órgão e pelo fator de ponderação de radiação (1,0 para raios X).

É importante ressaltar que os valores estimados de dose incluem a contribuição das imagens de *scout* (topograma), adquiridas no início de cada exame para verificar o posicionamento correto do paciente.

3.4 Avaliação da qualidade da imagem

A qualidade das imagens tomográficas foi avaliada para os três equipamentos, utilizando os mesmos protocolos selecionados nas medições dosimétricas, mostrados anteriormente na Tabela 4. Para tanto, a avaliação consistiu de medições com o simulador de controle de qualidade do tomógrafo i-CAT e com o phantom antropomórfico RS-250.

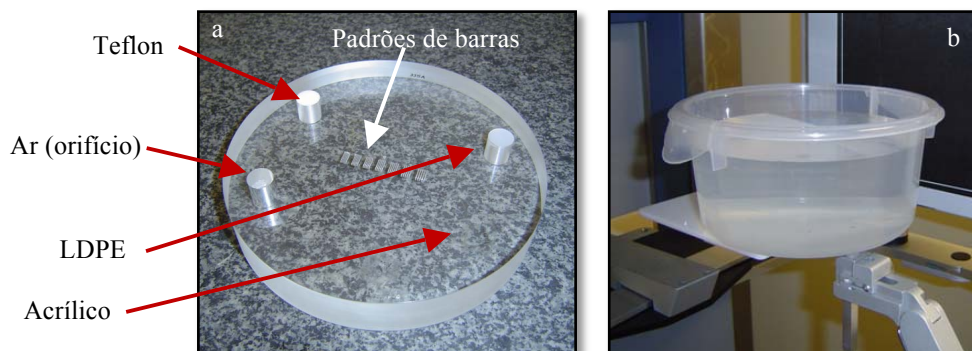
3.4.1 Avaliação de parâmetros de imagem com simuladores de controle de qualidade

Os parâmetros de qualidade de imagem avaliados foram: resolução espacial; exatidão de números CT; ruído e uniformidade. Para as avaliações de resolução espacial e exatidão de números CT, foi utilizado o simulador do fabricante *Imaging Sciences International*, que acompanha o i-CAT. Este simulador consiste de uma placa cilíndrica de acrílico, contendo padrões de barras para avaliação da resolução e cilindros com diferentes materiais, como mostra a Figura 32-a. Para a avaliação do ruído e da uniformidade da imagem, foi utilizado um recipiente plástico contendo água (também fornecido com o i-CAT), como mostra a Figura 32-b.

O tomógrafo PreXion 3D avaliado não possuía simulador de controle de qualidade específico e, nesta avaliação, foram utilizados os simuladores fornecidos com o i-CAT. Não

foi possível efetuar esta avaliação no tomógrafo Kodak 9000, pois a clínica não possuía simuladores de controle de qualidade para o equipamento.

Figura 32 – Simuladores utilizados nos testes de desempenho dos tomógrafos, mostrando os materiais que os compõem.



a) Simulador de CQ; b) Recipiente com água.
Fonte: ISI (2008).

As medições foram efetuadas com todos os protocolos utilizados para a aquisição de imagens para o planejamento de implantes dentários, fixando-se o FOV em $160 \times 60 \text{ mm}^2$ para o i-CAT e $81 \times 76 \text{ mm}^2$ para o PreXion 3D.

Resolução espacial

Nesta avaliação, foi analisada a imagem do simulador contendo padrões de barras com 10 a 16 pares de linhas por centímetro (pl/cm), mostrados na Figura 32. De acordo com o manual do i-CAT classic, devem ser visualizados, no mínimo, as separações entre as linhas com 10 a 12 pl/cm, utilizando o protocolo de máxima resolução do i-CAT (0,20 mm).

Exatidão de números CT

Utilizando a imagem axial do centro do simulador (que foi utilizada na análise da resolução espacial), foram selecionadas regiões de interesse (ROIs – *regions of interest*) no centro de cada um dos quatro cilindros visualizados. Estes cilindros, mostrados na Figura 32, são constituídos dos seguintes materiais: ar; acrílico; teflon; e polietileno de baixa densidade (LDPE – *low-density polyethylene*).

A Tabela 8 mostra os valores de referência, em unidades hounsfield, de acordo com o manual do i-CAT classic (ISI, 2008).

Ressalta-se que a avaliação da exatidão dos números CT não foi realizada para o tomógrafo PreXion 3D, pois o tamanho do campo de radiação máximo deste equipamento não permitiu a visualização dos cilindros com diferentes materiais, contidos na periferia do phantom.

Tabela 8 – Valores de referência de números CT para medições efetuadas com o simulador.

Material	Números CT (HU)	
	Mínimo	Máximo
Ar (orifício)	-1010	-990
Teflon	400	1400
LDPE	-475	-125
Acrílico	-280	220
Água*	-50	-550

* Medição efetuada com o recipiente preenchido com água.

Fonte: ISI (2008).

Ruído

A avaliação do ruído foi efetuada utilizando-se um corte axial do centro do simulador de água. Nesta análise, uma ROI foi selecionada no centro da imagem e os valores de números CT, em unidades hounsfield, foram registrados, bem como o desvio-padrão nesta ROI.

De acordo com o manual do i-CAT classic (ISI, 2008), o ruído percentual deve ser calculado dividindo-se o desvio-padrão pelo valor médio de números CT da ROI selecionada no simulador de água. O valor calculado deve ser menor ou igual a 30% para os protocolos de aquisição com 20 s no i-CAT.

Uniformidade

Utilizando a mesma imagem da avaliação do ruído, foram selecionadas ROIs no centro e nos quatro quadrantes da imagem. De acordo com o manual do i-CAT classic (ISI, 2008), todos os valores devem encontrar-se entre -550 a -50 HU.

3.4.2 Avaliação de parâmetros físicos de imagem com phantom antropomórfico

Com a finalidade de avaliar os parâmetros objetivos de qualidade da imagem relacionados a estruturas anatômicas reais, foram adquiridas imagens tomográficas do phantom antropomórfico RS-250, utilizando todos os protocolos selecionados para exames de planejamento de implantes, apresentados nas avaliações anteriores.

Nestas análises, foram utilizadas as seguintes medições objetivas de imagem: razão sinal-ruído (SNR); razão contraste-ruído (CNR); e contraste (C%). As medições foram efetuadas utilizando o software matemático MATLAB⁶.

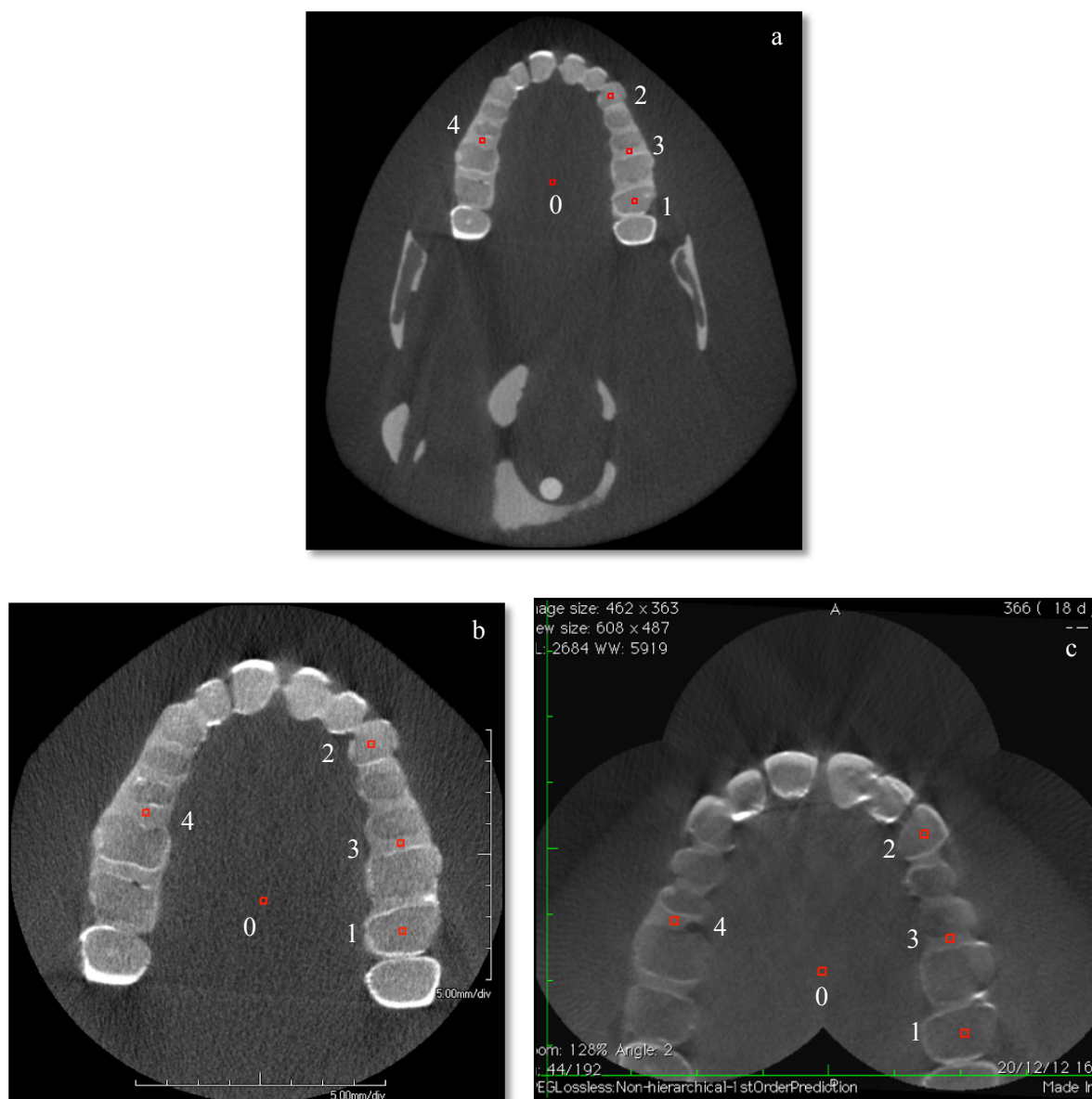
Para cada conjunto de imagens adquiridas com o phantom RS-250, foram selecionados três cortes tomográficos axiais adjacentes da região maxilar do phantom. Esta região é utilizada pelos radiologistas odontológicos para selecionar os cortes parassagitais, com os quais é efetuado o procedimento de planejamento de implantes dentários na maxila. Cinco regiões de interesse (ROIs) foram selecionadas em diferentes posições da imagem, como mostra a Figura 33. Os valores de SNR e CNR foram obtidos a partir das médias das medições nas cinco posições. A ROI₀ foi utilizada para calcular a intensidade do sinal de “fundo”. Os tamanhos das ROIs utilizados para as diferentes imagens estão descritos na Tabela 9.

Tabela 9 – Tamanhos das ROIs selecionadas para a avaliação da imagem do phantom, de acordo com o tamanho de cada imagem adquirida.

Tomógrafo	Voxel (mm)	Imagem (pixels)	ROI (pixels)
i-CAT	0,20	800 x 800	4,5
	0,25	640 x 640	3,5
	0,30	534 x 534	3,0
	0,40	400 x 400	2,0
PreXion 3D	0,15	512 x 512	2,5
	0,15	512 x 512	2,5
Kodak 9000	0,10	608 x 487	3,0

⁶ MATLAB[®] – marca registrada de *The MathWorks, Inc.* (1994-2013).

Figura 33 – Imagem de corte axial da maxila do phantom RS-250, obtido com os tomógrafos i-CAT (a), PreXion 3D (b) e Kodak 9000 (c), mostrando o posicionamento das cinco regiões de interesse utilizadas na avaliação da qualidade da imagem.



Observa-se, pela imagem, que, devido aos diferentes tamanhos de FOV para cada equipamento, estruturas anatômicas diferentes são visualizadas, embora as aquisições tenham sido da mesma região do phantom antropomórfico.

A razão sinal-ruído é o quociente obtido entre a média do sinal e o ruído da imagem e pode ser calculada como a raiz quadrada da média do sinal, como mostra a equação:

$$SNR = \sqrt{\bar{X}(ROI_i)} \quad (6)$$

onde $\bar{X}(ROI_i)$ é a média de intensidade do sinal em uma ROI_i .

O contraste é a diferença percentual entre o sinal de dois pontos ou regiões próximas na mesma imagem e a razão contraste-ruído (CNR) é a diferença entre sinais medidos para cada material/região dividida pelo ruído da imagem (SUOMALAINEN, 2010; SANTANA, 2011). A CNR e o contraste percentual foram calculados de acordo com as Equações 7 e 8.

$$CNR = \left| \frac{\bar{X}(ROI_i) - \bar{X}(ROI_0)}{\sqrt{\bar{X}(ROI_0)}} \right| \quad (7)$$

$$C(\%) = \left(\frac{\bar{X}(ROI_i) - \bar{X}(ROI_0)}{\bar{X}(ROI_0)} \right) \cdot 100 \quad (8)$$

onde $\bar{X}(ROI_i)$ foi definido anteriormente e $\bar{X}(ROI_0)$ é a média de intensidade do sinal na ROI_0 , que representa o “fundo”.

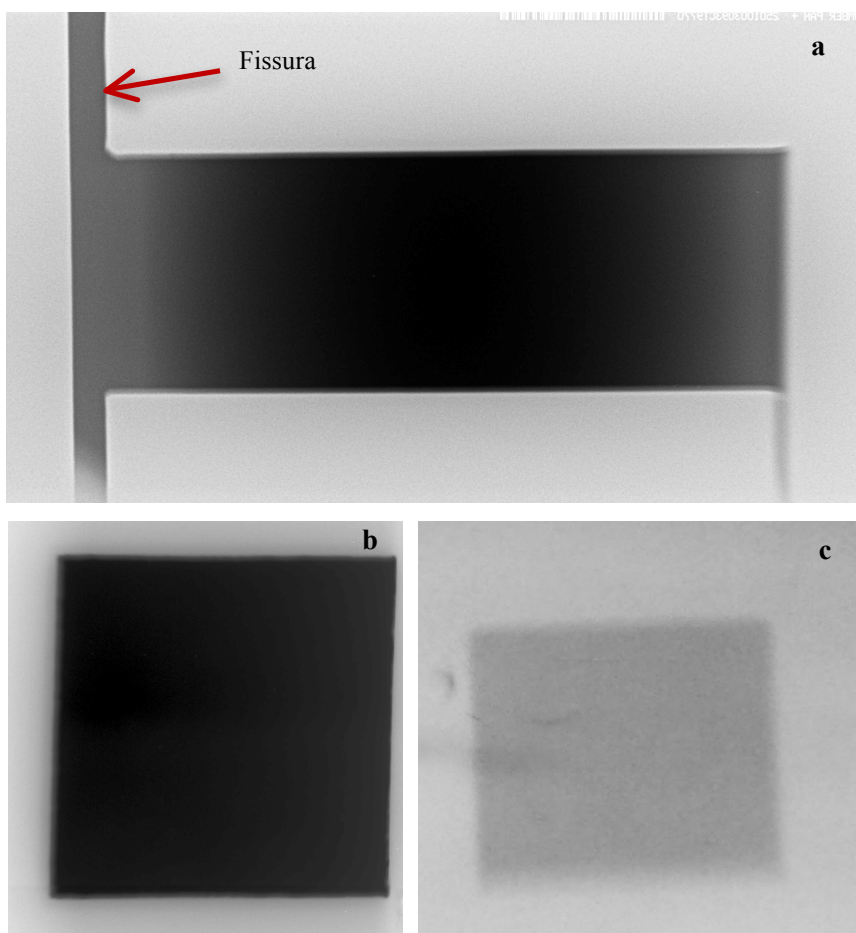
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Estimativa do produto kerma ar-área

4.1.1 Calibração do medidor de P_{KA}

O fator de calibração do medidor Diametor, que fornece o valor do produto kerma ar-área (P_{KA}), é definido como apresentado anteriormente, utilizando o P_{KA} calculado a partir da leitura da câmara Radcal e do tamanho do campo de radiação, medidos no centro do feixe. As imagens dos tamanhos dos campos de radiação, obtidos com os filmes, são apresentadas na Figura 34.

Figura 34 – Tamanhos de campo de radiação obtidos para a calibração do medidor P_{KA} com os tomógrafos (a) i-CAT classic, (b) PreXion 3D e (c) Kodak 9000.



Pode-se perceber que o i-CAT classic possui o maior tamanho de campo entre os tomógrafos avaliados, o que é útil para aquisições de imagens de toda a arcada dentária, já

que permite a visualização de mais estruturas anatômicas com apenas uma rotação do tubo de raios X. Porém, esta configuração não é interessante para a aquisição de imagens localizadas de estruturas dentárias, pois estruturas anatômicas não necessárias ao exame também são expostas à radiação. Nesses casos, campos menores, como os que são possíveis no PreXion 3D e no Kodak 9000 são mais recomendados.

Observa-se também que o campo de radiação do tomógrafo i-CAT classic apresentou uma fissura vertical, que possivelmente contribui para o aumento da dose absorvida no paciente e aumento da radiação espalhada que atinge o detector, reduzindo o contraste da imagem.

A Tabela 10 mostra os valores de produto kerma ar-área obtidos com a câmara Radcal (multiplicando-se a leitura pela área do campo) e com o PTW Diamantor, bem como o fator de correção gerado a partir destas medições para cada tomógrafo. Vale ressaltar que, para medir a área do campo de radiação, foram traçados os perfis vertical e horizontal dos valores de pixel das imagens obtidas, mostrados na Figura 35. Foi considerada para o cálculo apenas a área com valores iguais ou superiores a 50% do valor máximo de pixels da imagem. Com o tomógrafo Kodak 9000, a imagem adquirida não foi digital e a determinação do limite de 50% utilizou os valores de densidade óptica da imagem.

Tabela 10 – Resultados da calibração dos medidores de P_{KA} .

Tomógrafo	Área do campo de radiação (cm²)	P_{KA} de referência[*] ($\mu\text{Gy.m}^2$)	P_{KA} medido com PTW Diamantor ($\mu\text{Gy.m}^2$)	Fator de correção
i-CAT classic	156,43	0,98	0,78	1,251
PreXion 3D	122,06	1,57	1,94	0,807
Kodak 9000 ^{**}	30,00	64,26	68,43	0,939

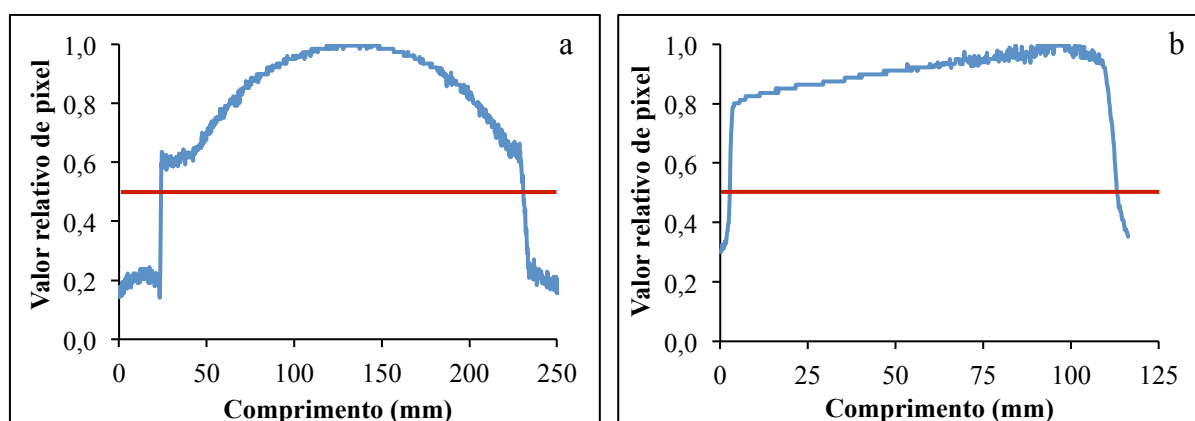
^{*} P_{KA} de referência = kerma ar (medido com a câmara Radcal) x área do campo de radiação (medida com o filme).

^{**} Com o tomógrafo Kodak 9000, o medidor P_{KA} foi um IBA Dosimetry KermaX Plus TinO, o medidor usado na calibração foi um Radcal Rapidose e a aquisição foi efetuada com uma rotação completa do tubo de raios X.

Observa-se, na Figura 35, que os formatos dos perfis de valores dos pixels são diferentes entre os tomógrafos i-CAT classic e PreXion 3D. Este fato é devido aos diferentes filtros de forma, presentes nos tomógrafos helicoidais e de feixe cônico. Estes filtros em forma de cunha, conhecidos como *bowtie filters*, são utilizados para uniformizar a intensidade de radiação que chega ao detector, reduzindo a intensidade nas bordas em relação ao centro

do feixe, seguindo a forma aproximadamente circular da secção transversal da cabeça do paciente (MOZZO et al., 1998). O formato do filtro é claramente visível no perfil obtido com o tomógrafo i-CAT classic. Por outro lado, o perfil obtido com o tomógrafo PreXion 3D é diferente. Isto pode ter ocorrido por dois motivos: a) diferente do i-CAT, o centro de rotação deste equipamento é na região central da arcada dentária e não no eixo central da cabeça, o que explicaria o uso de um filtro diferente do *bowtie*; b) há influência do efeito anódico do tubo de raios X, reduzindo a intensidade do feixe na região do anodo.

Figura 35 – Perfis horizontais relativos dos valores de pixel dos tomógrafos (a) i-CAT classic e (b) PreXion 3D. As linhas vermelhas representam o limite de 50% do valor máximo, onde foi determinada a área do campo.

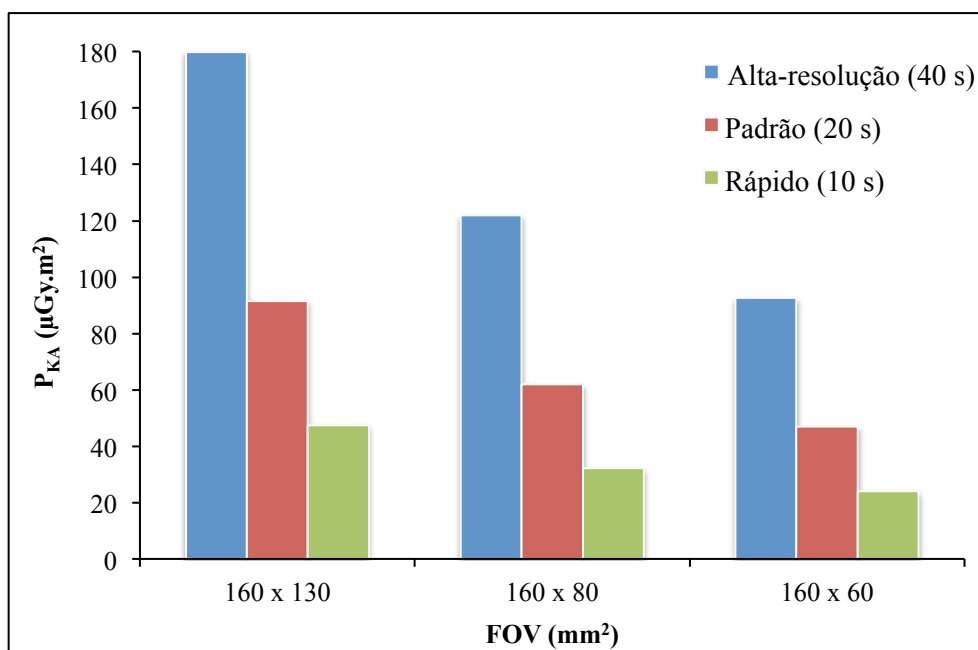


4.1.2 Resultados de P_{KA}

A Figura 36 mostra os resultados dos valores de P_{KA} obtidos com todos os protocolos de aquisição de imagens do tomógrafo i-CAT. Como esperado, observa-se que o tempo de rotação e o tamanho do campo de visão (FOV) são proporcionais ao P_{KA} .

Os resultados mostram que, alterando o protocolo de Alta-resolução (40 s) para Padrão (20 s), mantendo o mesmo FOV, o P_{KA} é reduzido pela metade. Para o mesmo protocolo, a redução do P_{KA} é de 32% ao alterar o FOV de 13 para 8 cm, e de 24%, reduzindo o FOV de 8 para 6 cm. É importante ressaltar que o protocolo de aquisição mais utilizado na clínica para o planejamento de implantes dentários é o de Alta-resolução com 8 cm (para os dois arcos simultâneos) e 6 cm (para maxila ou mandíbula). É possível observar que uma simples redução na resolução irá causar uma grande redução na dose absorvida.

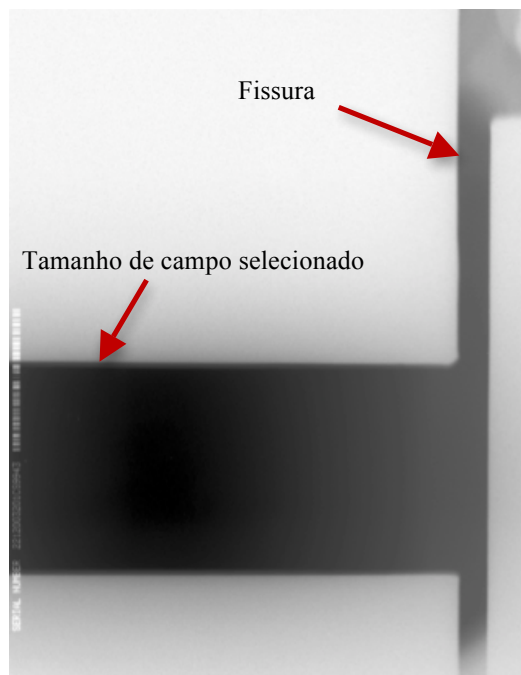
Figura 36 – P_{KA} medido com todos os protocolos disponíveis no tomógrafo i-CAT.



A Agência de Proteção à Saúde do Reino Unido (HPA – *Health Protection Agency*) recomenda o P_{KA} como grandeza padrão na determinação de níveis de referência e apresenta um valor de referência em termos de P_{KA} de 25 $\mu\text{Gy.m}^2$ (HPA, 2010). Este valor é inferior à maioria das medições efetuadas com o i-CAT, mas é importante ressaltar que esta recomendação refere-se apenas a novos equipamentos (a partir de 2010) e protocolos de planejamento de implantes dentários do primeiro molar superior. O i-CAT *classic* não permite a aquisição de imagens dento-alveolares localizadas, pois o menor FOV disponível com este equipamento é de 160 x 60 mm², cobrindo todo o arco maxilar ou mandibular. Por outro lado, o nível de referência é semelhante ao valor estimado para o protocolo Rápido (10 s) do i-CAT com 6 cm, que foi de 23,97 $\mu\text{Gy.m}^2$.

O estudo de Torres e colaboradores (2010) com aquisições de maxila (160 x 60 mm²) em um tomógrafo i-CAT apresentou valores de P_{KA} de 45,3 $\mu\text{Gy.m}^2$ para o protocolo de alta-resolução e 24,4 $\mu\text{Gy.m}^2$ para o protocolo Padrão. Estes valores são cerca de 44% menores em relação aos que foram encontrados no nosso trabalho e uma razão para esta diferença pode ser a fissura detectada no colimador do i-CAT, mostrada com detalhe na Figura 37. Esta fissura possui área de 11,53 cm² e representa um aumento de 8% no tamanho do campo total de radiação. Além dessa falha, os rendimentos dos tubos de raios X dos dois equipamentos podem ser diferentes, explicando a discrepância dos valores de P_{KA} .

Figura 37 – Imagem obtida com uma placa CR para o FOV de 160 x 60 mm², mostrando o campo de radiação do tomógrafo i-CAT com uma fissura vertical.



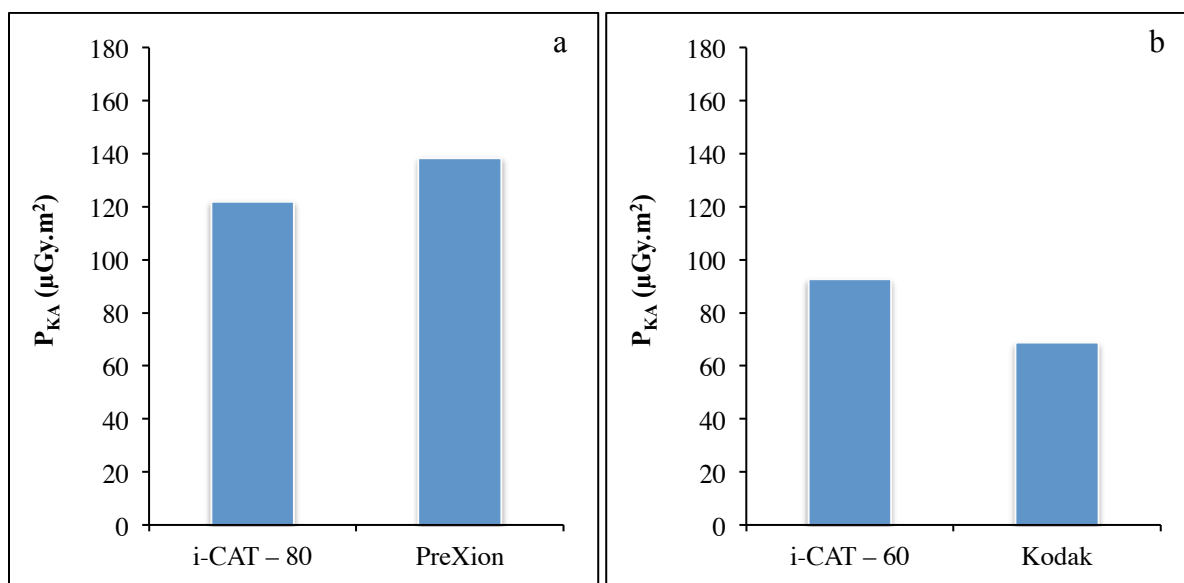
A Figura 38 compara os valores de P_{KA} para protocolos de alta-resolução entre os três tomógrafos (i-CAT, PreXion 3D e Kodak 9000). Dois tamanhos de FOV foram selecionados nesta comparação para o i-CAT: 160 x 80 mm² (aquisição de dois arcos dentários) e 160 x 60 mm² (aquisição apenas da maxila). O FOV selecionado para o PreXion 3D foi de 81 x 76 mm² (dois arcos). Já o Kodak 9000 possui FOV de 90 mm x 70 mm x 37 mm (modo *stitched* para planejamento de implantes) e não permite a aquisição dos dois arcos simultaneamente.

Observa-se que o P_{KA} para o PreXion 3D foi superior ao valor estimado com o i-CAT, mesmo o primeiro utilizando uma área menor de radiação e tempo de rotação mais curto. Isto ocorre porque o tomógrafo PreXion 3D opera com modo contínuo de exposição, enquanto o i-CAT e o Kodak 9000 utilizam modo pulsado, reduzindo o tempo de exposição. O i-CAT emite pulsos de 11 ms, totalizando 7,2 s de exposição no protocolo de alta-resolução, contra 33 s do PreXion 3D. Já o tomógrafo Kodak 9000 produz, em cada aquisição, 360 pulsos com, aproximadamente, 30 ms cada. O uso do modo contínuo, apesar de resultar em maior tempo de exposição, por outro lado, permite a aquisição de mais imagens, melhorando a resolução espacial, o que é útil em casos de avaliação de microfraturas, por exemplo.

Comparando-se as aquisições efetuadas apenas da maxila, o valor de P_{KA} estimado com o tomógrafo Kodak 9000 é inferior ao P_{KA} com o i-CAT (com FOV de 160 x 60 mm²).

Como informado anteriormente, o Kodak 9000 possui FOV pequeno e, para adquirir toda a extensão da maxila, são necessárias 3 exposições.

Figura 38 – P_{KA} medido com protocolos de alta-resolução, comparando aquisições com FOVs diferentes: a) maxila e mandíbula no i-CAT (160 x 80 mm²) e PreXion (81 x 76 mm²); e b) maxila no i-CAT (160 x 60 mm²) e Kodak (90 mm x 70 mm x 37 mm).



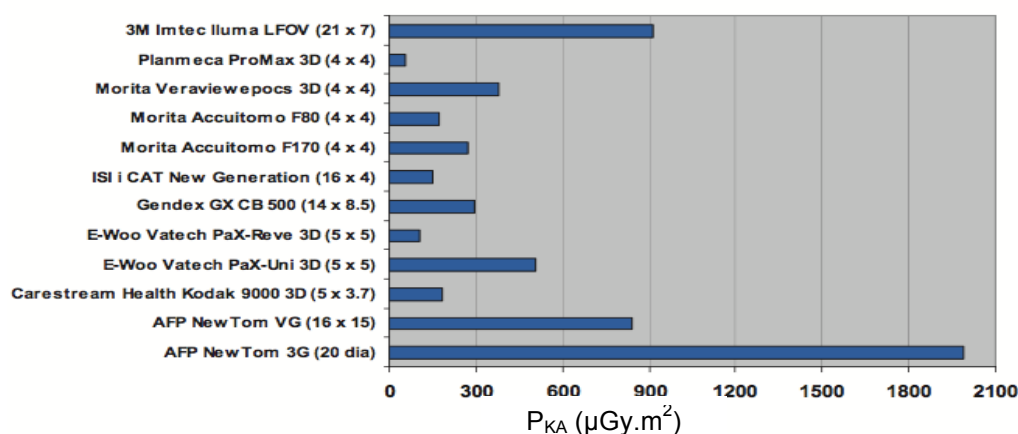
Em relação à referência da HPA (2010), que é de 25 $\mu\text{Gy.m}^2$, para a aquisição completa da maxila, os dois tomógrafos (PreXion 3D e Kodak 9000) resultaram em valores mais elevados. No tomógrafo Kodak 9000 (modo *stitched*), o valor total do P_{KA} foi de 68,72 $\mu\text{Gy.m}^2$. Já o PreXion 3D, resultou em 138,40 $\mu\text{Gy.m}^2$ com o protocolo de alta-resolução e 69,62 $\mu\text{Gy.m}^2$ com o protocolo Padrão. Por outro lado, o valor de referência da HPA deve ser utilizado para comparar apenas exames efetuados com FOV pequeno, para varredura de apenas um dente. O equipamento Kodak 9000 permite a aquisição de imagens localizadas da maxila (com FOV de 50 x 37 mm²) e o P_{KA} estimado nesta condição foi 22,81 $\mu\text{Gy.m}^2$, valor próximo à referência britânica.

Resultados similares foram encontrados por Vassileva e Stoyanov (2010) com o tomógrafo ILUMATM, variando de 110 a 185 $\mu\text{Gy.m}^2$ para protocolos adultos. O relatório do Serviço Nacional de Saúde britânico (NHS) (LAWINSKI et al., 2010) para tomografia de feixe cônico também apresenta valores de P_{KA} para diferentes modelos de tomógrafos, medidos de acordo com os requerimentos da HPA (planejamento de implante do primeiro molar superior), apesar de incluir também tomógrafos com FOV grande. Os valores de P_{KA} , mostrados na Figura 39, apresentaram variação de 50 a 2000 mGy.cm² (ou 5 a 200 $\mu\text{Gy.m}^2$),

dependendo do modelo do tomógrafo e do tamanho do FOV, e os valores medidos no nosso trabalho encontram-se dentro dessa distribuição. Observa-se que equipamentos com FOVs maiores apresentaram valores mais elevados de P_{KA} , com exceção do i-CAT new generation e do Gendex GX-CB-500 (que utiliza a mesma tecnologia do i-CAT). Comparando os nossos resultados com os que foram encontrados pelo NHS, percebe-se que o i-CAT classic resultou em P_{KA} mais elevado que os modelos mais novos do mesmo fabricante, que possuem FOV menor e tempo de exposição mais curto. Por outro lado, as imagens adquiridas com o protocolo de alta resolução do PreXion 3D resultariam no segundo maior valor de P_{KA} deste gráfico, enquanto o Kodak 9000 avaliado no nosso trabalho resultou em P_{KA} semelhante ao que foi estimado pelo NHS para FOV pequeno e três vezes superior para o FOV maior (*stitched*). Vale ressaltar que o trabalho discutido não apresentou os valores de tensão, corrente e tempo de rotação, de modo que uma discussão mais aprofundada não é possível.

Da mesma forma que ocorre com os equipamentos mais novos de fluoroscopia, há uma tendência que os tomógrafos odontológicos possuam medidores instalados na saída do tubo de raios X, para fornecer o valor de P_{KA} durante a escolha dos parâmetros de irradiação do exame e após o mesmo. Com isso, ficaria mais fácil para que os radiologistas e os operadores pudessem decidir qual protocolo é o mais adequado, no que diz respeito à proteção radiológica. Alguns modelos de tomógrafos de feixe cônico já possuem o medidor instalado, como o Gendex CB-500, mas os valores medidos não são mostrados no monitor do equipamento, pois ainda é um item opcional.

Figura 39 – Valores de P_{KA} (em $mGy.cm^2$) obtidos para diversos modelos de tomógrafos de feixe cônico com um protocolo de planejamento de implante do primeiro molar superior. Entre parênteses, são mostrados os valores dos tamanhos de campo (em centímetros).



* O campo do tomógrafo NewTom 3G é cilíndrico e o FOV é de 20 cm de diâmetro.

Fonte: adaptado de Lawinski et al. (2010).

4.2 Estimativa do kerma ar na superfície do phantom

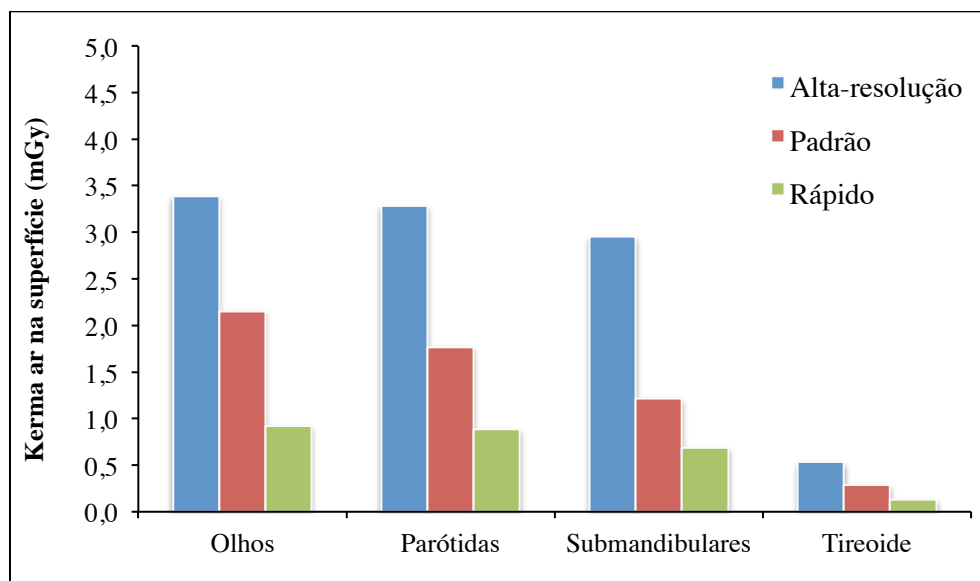
A Figura 40 mostra os resultados dos valores de kerma ar obtidos com o tomógrafo i-CAT para o FOV de $160 \times 130 \text{ mm}^2$ utilizando todos os três protocolos disponíveis para planejamento de implantes dentários. Os valores representam as médias de três leituras e, para o caso dos olhos e glândulas parótidas e submandibulares, as médias das medições efetuadas nos lados esquerdo e direito do phantom.

Como esperado, os valores de kerma ar na região dos órgãos dependem do tamanho do campo de radiação e do tempo de exposição. Comparando-se os protocolos de alta-resolução (40 s) e padrão (20 s), os valores estimados de kerma ar apresentaram proporções semelhantes às observadas anteriormente nos resultados de P_{KA} , com redução de 36% (nos olhos), 46% (glândulas parótidas e tireoide) e 59% (glândulas submandibulares). É importante ressaltar que os exames realizados na clínica, em sua maioria, são realizados utilizando o protocolo de alta-resolução.

Ludlow e colaboradores (2006) mediram as doses absorvidas em diversos órgãos com um tomógrafo i-CAT *classic*. Os autores estimaram as doses absorvidas nos olhos em 5 mGy para o protocolo de 20 segundos (Padrão). Este valor foi superior ao estimado no nosso trabalho para o FOV com altura de 130 mm, o que era esperado, pois os autores efetuaram as medições utilizando o FOV estendido com altura de 300 mm (em que o equipamento utiliza duas rotações do tubo de raios X para adquirir as imagens de toda a face).

Em trabalho posterior, Ludlow e Ivanovic (2008) mediram as doses absorvidas no i-CAT para o protocolo Padrão (20 s) com o FOV de $160 \times 130 \text{ mm}^2$. Os valores estimados para tireoide e glândulas salivares foram 0,27 mGy e 1,45 mGy, respectivamente. Estes dados são muito similares aos que foram estimados em nosso trabalho para o mesmo protocolo, que foram de 0,29 mGy na tireoide e 1,77 mGy nas glândulas parótidas e de 1,50 mGy nas glândulas salivares, se estimarmos a média entre os valores de kerma ar nas parótidas e submandibulares.

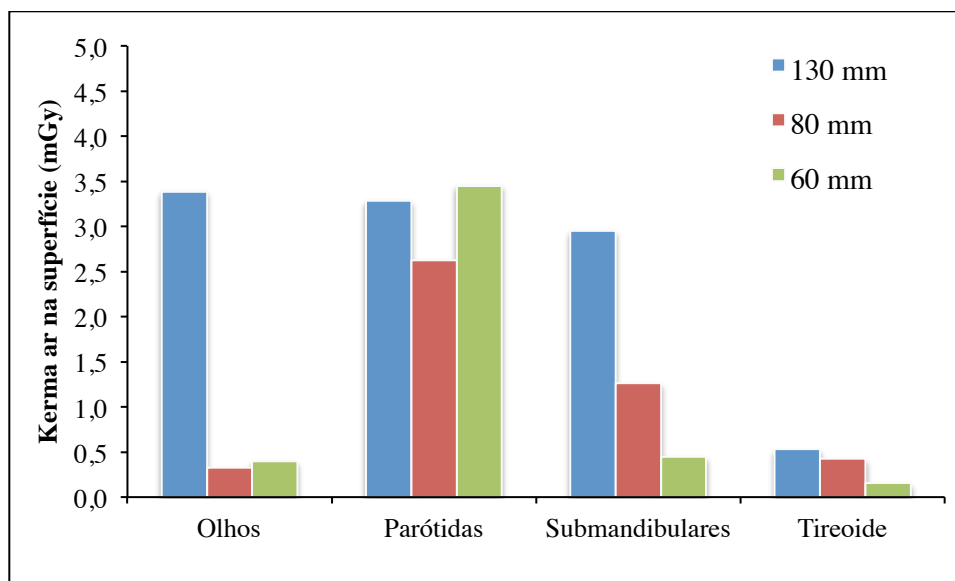
Figura 40 – Gráfico de colunas mostrando valores de kerma ar estimados com TLDs posicionados na superfície do phantom RS-250 na região de órgãos de relevância, utilizando diferentes protocolos no tomógrafo i-CAT. Medições efetuadas com FOV de 160 x 130 mm².



A Figura 41 mostra uma comparação entre os valores de kerma ar estimados com dosímetros TL para diferentes tamanhos de campo disponíveis no tomógrafo i-CAT, utilizando apenas o protocolo de alta-resolução (40 s).

Observa-se uma redução de 90% do kerma ar estimado na região dos olhos com a alteração da altura do FOV de 130 mm para 80 mm, mantendo-se o mesmo protocolo de alta-resolução. Esta redução já era esperada, tendo em vista que os olhos não são diretamente irradiados com o FOV de 80 mm, como é possível observar na Figura 42. Ressalta-se que o FOV de 80 mm é recomendado pelo fabricante do i-CAT para exames de planejamento de implantes, quando é preciso adquirir imagens dos dois arcos dentários simultaneamente. Já o FOV com 130 mm deve ser selecionado quando é necessário visualizar outras estruturas, como a articulação têmporo-mandibular. O FOV de 60 mm deve ser utilizado para aquisições de apenas uma arcada dentária (maxila ou mandíbula) (ISI, 2008). Estas recomendações foram sempre seguidas nos exames observados na clínica.

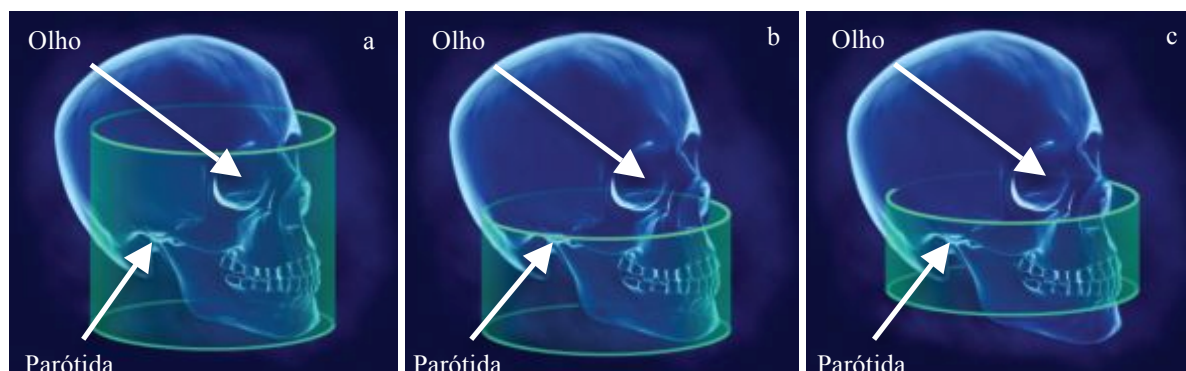
Figura 41 – Gráfico de colunas (com barras representando o desvio-padrão) mostrando os valores de kerma ar estimados com dosímetros TL na superfície do phantom, com FOVs de diferentes alturas no tomógrafo i-CAT.



Os outros órgãos apresentaram reduções menores para a alteração de altura do FOV de 130 para 80 mm, variando de 20% (glândulas parótidas e tireoide) a 57% (glândulas submandibulares). Isto decorre do fato de que as glândulas parótidas encontram-se próximas ao centro do feixe de radiação no protocolo de 130 mm e próximas à borda superior do campo de 80 mm; a tireoide localiza-se abaixo do feixe em todos os protocolos. Como a redução no tamanho do FOV (de 130 para 80 mm) é mais acentuada na porção superior do crânio (Figura 42), os órgãos localizados abaixo da mandíbula não sofrem modificações muito grandes nas doses absorvidas, com exceção das glândulas submandibulares, que estão localizadas próximas à borda inferior do campo de radiação e, por isso, apresentaram uma maior redução no valor de kerma ar.

Observa-se, ainda, na Figura 41, que o kerma ar na região das glândulas parótidas é maior quando se seleciona o FOV de 60 mm (para exame da maxila), em comparação ao FOV de 80 mm. Este fato pode ser explicado, como mostra a Figura 42, pelo fato de que os exames de maxila, que utilizam FOV de 60 mm, cobrem uma região do crânio levemente mais alta que o FOV de 80 mm. Esta região corresponde aproximadamente à posição das glândulas parótidas, que estão localizadas mais próximas ao centro do feixe de radiação no FOV menor.

Figura 42 – Imagens ilustrando a abrangência dos diferentes tamanhos de campo (*arcos esverdeados*) do tomógrafo i-CAT classic, utilizados para planejamento de implantes dentários. A posição aproximada dos órgãos em que foram colocados dosímetros TLs é mostrada por setas.



FOVs: (a) 160 x 130 mm²; (b) 160 x 80 mm²; e (c) 160 x 60 mm² maxila.

Fonte: i-CAT (2013)⁷.

Em um trabalho comparando procedimentos de planejamento de implante dentário, Chau e Fung (2009) estimaram as doses absorvidas nos olhos, glândulas parótidas, submandibulares e tireoide utilizando equipamentos de tomografia computadorizada helicoidal e tomografia computadorizada de feixe cônico. Não é possível conhecer o protocolo selecionado, já que os autores não informaram o tempo de rotação, mas, como a espessura de corte foi de 0,4 mm, o tempo de rotação deve ser de 20 ou 10 s, devido a limitações do tomógrafo. Os resultados obtidos pelos autores para medições com o FOV de 60 mm para exames de maxila, em comparação com os valores estimados no nosso trabalho, são mostrados na Tabela 11. Observa-se que, com exceção dos valores obtidos nas glândulas parótidas, as doses absorvidas medidas no trabalho de Chau e Fung (2009) são similares aos valores estimados no nosso trabalho para o i-CAT com o protocolo padrão (20 s). É importante ressaltar que todos os valores medidos pelos autores para o tomógrafo helicoidal foram muito superiores às doses absorvidas no i-CAT, em qualquer protocolo, para tamanho de campo equivalente.

⁷ i-CAT. Imaging Sciences International. Disponível em: <<http://www.i-cat.com/>>. Acesso em: 28 jan. 2013.

Tabela 11 – Valores médios de kerma ar na região dos órgãos para diferentes protocolos selecionados com o tomógrafo i-CAT classic, para o FOV de 160 x 60 mm² (maxila).

Órgãos	Kerma ar na superfície (mGy)				
	Este trabalho			Chau; Fung (2009)	
	Alta-resolução *	Padrão *	Rápido *	i-CAT (padrão)	CT**
Olhos	0,400±0,011	0,254±0,049	0,142±0,024	0,20	1,88
Parótidas	3,45±0,26	2,29±0,62	0,944±0,082	0,55	3,74
Submandibulares	0,448±0,058	0,247±0,014	0,1089±0,0082	0,23	2,00
Tireoide	0,156±0,035	0,0952±0,0057	0,0455±0,0086	0,07	0,66

* Os parâmetros de aquisição são mostrados na Tabela 4.

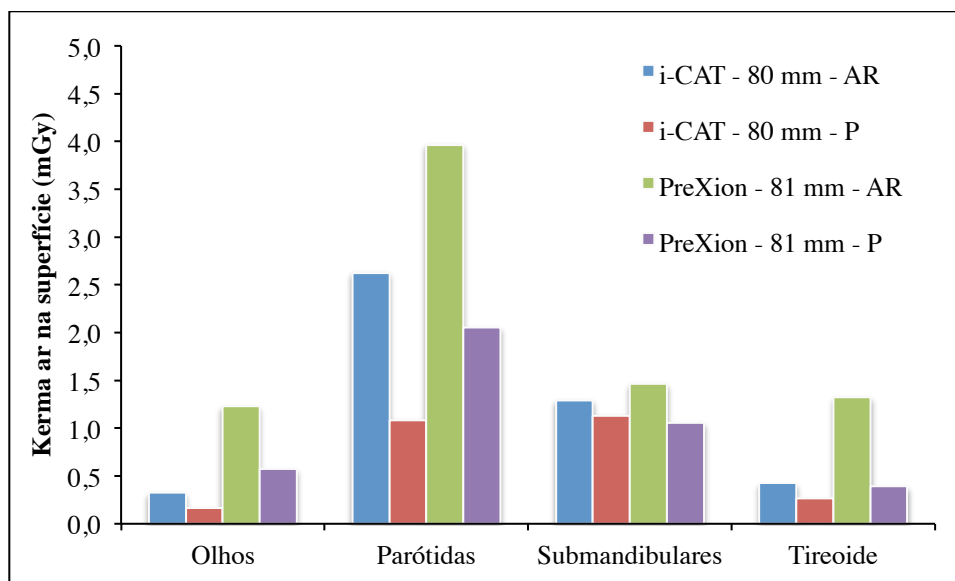
** Tomógrafo helicoidal: GE HiSpeed/Fxi

A Figura 43 mostra uma comparação entre os valores de kerma ar na região dos órgãos entre os protocolos de alta-resolução e padrão com FOV de 130 x 80 mm² (i-CAT) e 81 x 76 mm² (PreXion 3D). Por ser um equipamento relativamente novo, não foram encontrados dados na literatura referentes às doses absorvidas nos órgãos para exames realizados no tomógrafo PreXion 3D.

É possível observar que, com exceção das glândulas submandibulares, que apresentaram valores semelhantes, o kerma ar é maior para os exames efetuados com o tomógrafo PreXion 3D. Como ocorreu nos resultados de P_{KA} , os valores de kerma ar são mais elevados no PreXion 3D possivelmente devido ao uso do modo contínuo de exposição, enquanto o i-CAT utiliza o modo pulsado.

Por outro lado, observa-se que o protocolo padrão do PreXion 3D (16,9 s) fornece doses absorvidas semelhantes ou um pouco menores que às obtidas com o protocolo de alta-resolução do i-CAT (40 s). É importante lembrar que a espessura do corte tomográfico no PreXion 3D (0,14 mm) é menor que a espessura do protocolo de alta-resolução no i-CAT (0,20 mm). Isto significa que o protocolo padrão do PreXion 3D, além de ser mais rápido, resulta em doses iguais ou inferiores e imagens com melhor resolução.

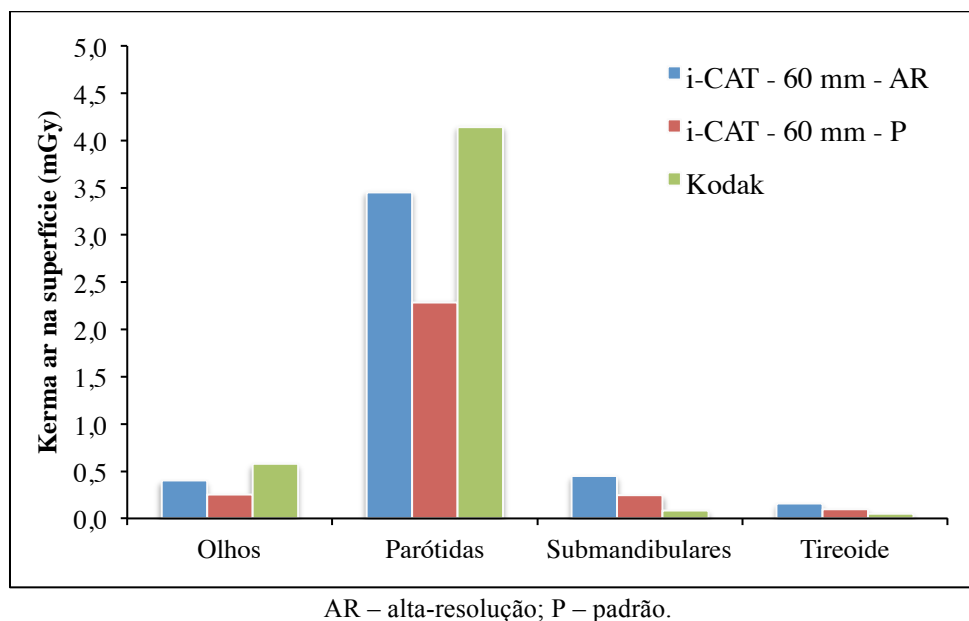
Figura 43 – Gráfico com os valores de kerma ar estimados na região dos órgãos com TLDs no phantom RS-250, utilizando os protocolos de alta-resolução (AR) e padrão (P) para maxila e mandíbula (FOV com ~80 mm) nos tomógrafos i-CAT classic e PreXion 3D.



A Figura 44 mostra uma comparação entre os valores de kerma ar na região dos órgãos para exames de planejamento de implantes efetuados com os tomógrafos i-CAT classic e Kodak 9000. É bom lembrar que o modo de aquisição utilizado no Kodak 9000 para planejamento de implantes dentários visualizando toda a maxila utiliza três aquisições (modo *stitched*) reconstruídas como uma, pois o tamanho do FOV do Kodak 9000 é fixo em 50 x 37 mm². Utilizando o modo *stitched*, o tamanho do campo de radiação passa a ser de 90 mm x 70 mm x 37 mm. Por este motivo, os protocolos do tomógrafo i-CAT classic selecionado para esta comparação utilizaram o menor FOV possível para exames da maxila (160 x 60 mm²).

Observa-se que os valores de kerma ar estimados com o tomógrafo Kodak 9000 são menores nas glândulas submandibulares e tireoide, mas um pouco mais elevados nos olhos e glândulas parótidas, em relação ao protocolo de alta-resolução com o i-CAT classic.

Figura 44 – Gráfico mostrando os valores de kerma ar (em mGy) na região dos órgãos, estimados nos tomógrafos i-CAT classic, com protocolos de alta-resolução e padrão com o FOV de 130 x 60 mm², e Kodak, com o protocolo padrão para planejamento de implantes dentários.



Como mostra a Tabela 12, Pauwels e colaboradores (2012) estimaram as doses absorvidas nos órgãos para vários modelos de tomógrafos de feixe cônico. Com o Kodak 9000, foram estimadas as doses absorvidas na tireoide (0,030 mGy) e glândulas salivares (0,52 mGy). Estas medições foram efetuadas com uma única aquisição localizada (FOV de 50 x 37 mm²) e, por este motivo, as doses absorvidas são menores que as estimativas efetuadas em nosso trabalho. Os autores supracitados também estimaram as doses absorvidas utilizando o modelo mais recente, Kodak 9500, que resultou em doses absorvidas na tireoide de 0,54 mGy e, nas glândulas salivares, de 2,17 mGy. É importante ressaltar que o FOV selecionado no Kodak 9500 é de 150 x 180 mm² e a tensão do tubo de raios X selecionada é maior que o modelo anterior (90 kV contra 70 kV). Estes fatos explicam porque o valor de kerma ar estimado em nosso trabalho foi menor na tireoide. Em relação aos demais órgãos, não foi possível comparar, pois não há dados para os olhos e as medições efetuadas pelos autores nas glândulas salivares representam apenas uma média das doses absorvidas nas glândulas parótidas, submandibulares e sublinguais.

Tabela 12 – Valores médios de kerma ar (em mGy) para o tomógrafo Kodak 9000, em comparação com dados da literatura.

Órgãos	Kerma ar na superfície (mGy)	
	Este trabalho	Pauwels et al. (2012) [*]
Olhos	0,58±0,12	-
Parótidas	4,14±0,63	0,52 ^{**}
Submandibulares	0,086±0,040	0,52 ^{**}
Tireoide	0,052±0,021	0,030

^{*} Aquisição efetuada com apenas uma rotação (protocolo para planejamento de implante do 1º molar superior).

^{**} O trabalho apresentado não forneceu dados específicos para cada glândula salivar, apenas uma média.

4.3 Estimativa de doses absorvidas em órgãos

Os resultados dos valores de dose absorvida nos órgãos avaliados são mostrados na Tabela 13. Estes valores foram obtidos com dosímetros TL no phantom antropomórfico dosimétrico Alderson RANDO, nas regiões dos órgãos, e realizando a aquisição de imagens com parâmetros para exames de planejamento de implantes dentários. Os exames foram realizados com os tomógrafos i-CAT classic e PreXion 3D e com os protocolos de alta-resolução.

Observa-se pelos dados que os resultados obtidos com o tomógrafo PreXion 3D apresentaram um desvio-padrão maior do que o obtido com as medições do i-CAT classic. Este fato decorre da menor dimensão do campo de radiação do PreXion 3D (81 x 76 mm²), o que acarreta variação na geometria de irradiação com o posicionamento do phantom. Com relação às medições com o i-CAT classic, as maiores variações foram observadas com o FOV menor (160 x 60 mm²) e, também, com as estruturas anatômicas localizadas nas bordas superior e inferior do campo de radiação, como cérebro, tireoide e esôfago.

Analisando as doses absorvidas nos órgãos para os diferentes tamanhos de campo (FOVs) do tomógrafo i-CAT classic, é possível perceber que os órgãos mais próximos ao topo da cabeça, tais como o cérebro e os olhos, receberam doses mais elevadas com o FOV de 160 x 130 mm² e os valores foram semelhantes para os outros dois tamanhos de campo. Nas demais posições, os valores foram similares para todos os protocolos. Como discutido anteriormente, ao analisarmos os valores de kerma ar na superfície do phantom na região dos olhos, constatou-se também que as doses absorvidas nos olhos também foram mais elevadas para o FOV de 160 x 60 mm², quando comparadas às doses com o FOV de 160 x 80 mm².

Este fato é devido ao posicionamento do campo de radiação, que é mais alto para o FOV menor, quando utilizado para adquirir imagens da região maxilar. É bom lembrar que o FOV de 160 x 130 mm² deve ser utilizado apenas quando há a necessidade de visualizar os dois arcos dentários e outras estruturas anatômicas, como a articulação têmporo-mandibular, enquanto o FOV de 160 x 80 mm² é recomendado para visualização das duas arcadas simultaneamente e o FOV menor deve se usado apenas quando se deseja visualizar a maxila ou a mandíbula.

Tabela 13 – Doses absorvidas nos órgãos (mGy ± desvio percentual da média), medidas com dosímetros TL inseridos no phantom RANDO, utilizando protocolos de alta-resolução: 40 s com o i-CAT classic e 33,5 s com o PreXion 3D.

Fatia	Órgão / tecido	Dose absorvida (mGy)			
		i-CAT classic			PreXion 3D
		160 x 130 mm ²	160 x 80 mm ²	160 x 60 mm ²	81 x 76 mm ²
3	Cérebro centro	1,79±23%	0,30±7,1%	0,49±10%	0,60±70%
4	Cérebro centro	2,62±3,3%	0,62±0,01%	0,74±18%	0,80±53%
4	Glând. pituitária	2,86±1,1%	0,67±1,6%	0,84±12%	0,45±47%
4	Olho esquerdo	3,65±1,9%	0,40±1,3%	0,58±18%	1,01±39%
4	Olho direito	3,92±4,2%	0,50±15%	0,67±8,5%	0,58±28%
4	Pele (externo)	3,20±10%	0,32±19%	0,48±5,4%	1,01±17%
4	Pele (externo)	3,31±0,7%	0,41±11%	0,50±6,7%	0,99±9,9%
5	Col. cervical (osso)	3,02±0,5%	2,02±10%	2,72±3,3%	0,79±41%
5	Arco maxilar esq. (osso)	3,38±4,1%	1,66±26%	2,91±3,5%	4,67±2,4%
5	Arco maxilar dir. (osso)	3,77±4,8%	2,43±17%	3,41±1,3%	5,18±5,4%
6	Maxila dir. (osso)	3,88±6,3%	3,89±2,0%	3,56±1,4%	5,90±4,9%
6	Pele (externo)	3,21±0,8%	3,47±1,7%	3,63±1,4%	4,67±0,90%
6	Pele (externo)	3,92±11%	4,05±4,7%	4,00±10%	4,15±1,4%
7	Glând. submandibular esq.	3,86±2,0%	4,20±2,6%	3,08±10%	5,61±7,5%
7	Glând. submandibular dir.	4,13±0,80%	4,39±1,3%	2,93±23%	4,46±6,7%
7	Mandíbula dir. (osso)	4,32±10%	4,66±1,8%	3,29±15%	3,73±4,8%
8	Pele (externo)	2,02±27%	2,51±8,0%	0,58±3,6%	2,08±44%
9	Tireoide centro	1,02±1,6%	1,22±5,4%	0,45±2,1%	0,31±38%
10	Tireoide – lobo direito	0,45±26%	0,52±5,8%	0,29±7,5%	0,08±53%
10	Esôfago – parede posterior	0,45±18%	0,62±12%	0,30±9,7%	0,04±41%

O phantom utilizado não possui orifícios para inserção dos dosímetros na posição das glândulas salivares parótidas. Deste modo, foram efetuadas medidas dosimétricas apenas das glândulas salivares submandibulares. Observa-se que as doses nas glândulas salivares foram mais elevadas com o tomógrafo PreXion 3D, em relação ao i-CAT classic, tal qual ocorreu na avaliação do P_{KA} (Figura 38) e do kerma ar na superfície do phantom RS-250 (Figura 43). Os dados também mostram que, considerando os dosímetros posicionados nas órbitas dos dois olhos, a dose absorvida nos olhos devido ao exame realizado com o PreXion 3D é cerca de 76% superior ao valor obtido com exames no i-CAT classic, utilizando FOV de altura similar (com aproximadamente 80 mm). Este fato decorre do modo de operação do tomógrafo PreXion 3D, que utiliza feixes contínuos de radiação, enquanto o i-CAT classic utiliza feixes pulsados. Portanto, mesmo que seja selecionado o mesmo tempo de rotação para a aquisição da imagem, o tempo de irradiação com o PreXion 3D é maior do que com o i-CAT classic.

Estudos recentes mostraram que a indução de opacificação das lentes dos olhos e catarata podem ocorrer com doses inferiores às que eram estabelecidas anteriormente, e há indícios de que alterações podem ocorrer sem qualquer limiar (ICRP, 2011). Diante destes novos estudos de radiosensibilidade dos órgãos, as normas internacionais e a norma nacional CNEN-NN- 3.01 estabelecem que o limite ocupacional de dose equivalente no cristalino de é de 20 mSv ao ano (ICRP, 2011), substituindo o valor anterior que, era de 150 mSv. Este valor não pode ser aplicado aos pacientes, mas reflete a importância de se avaliar a dose no cristalino, procurando a otimização do processo radiográfico.

Por outro lado, as doses absorvidas na tireoide e esôfago com o PreXion 3D foram inferiores às doses com o i-CAT classic. O PreXion 3D utiliza um FOV de $81 \times 76 \text{ mm}^2$, menor que o do i-CAT classic ($160 \times 80 \text{ mm}^2$), o que justifica os menores valores de dose em órgãos localizados fora da cobertura do campo de radiação.

Ludlow e Ivanovic (2008) apresentaram valores de doses absorvidas nos órgãos utilizando um phantom RANDO para diversos modelos de tomógrafos de feixe cônico e um tomógrafo helicoidal multicortes, marca Siemens – modelo Somatom 64. Na Tabela 14, são apresentados os seus resultados, em comparação com as estimativas obtidas no nosso trabalho. É importante ressaltar que os dados no nosso trabalho com o equipamento i-CAT classic foram obtidos com o FOV de $160 \times 130 \text{ mm}^2$ e tempo de rotação de 40 s (protocolo de alta-resolução). No trabalho de Ludlow e Ivanovic, o FOV foi o mesmo, mas o tempo de rotação foi de 20 s (protocolo padrão). No caso do PreXion 3D, os protocolos foram os mesmos.

A análise dos dados mostra que as doses absorvidas obtidas no nosso trabalho com o tomógrafo i-CAT classic são cerca de 63% maiores do que o obtido por Ludlow e Ivanovic (2008). Isto decorre do maior tempo de irradiação utilizado no protocolo realizado em Recife.

É importante salientar que o manual de operação do tomógrafo i-CAT classic (ISI, 2008) recomenda o uso do protocolo Rápido (10 s) apenas para exames de idosos e crianças ou pacientes que apresentam dificuldades de permanecer imóveis durante toda a aquisição, pois há uma grande degradação da qualidade da imagem adquirida. Já o protocolo Padrão (20 s) é recomendado para a maioria dos procedimentos, incluindo planejamentos de implantes dentários, e o protocolo de Alta-resolução (40 s), para exames do terceiro molar, canal radicular, pequenas fraturas e dentes impactados.

Além disso, conforme citado anteriormente, o tomógrafo i-CAT classic utilizado neste estudo apresentou uma fissura na colimação, o que resultou em maior campo de radiação.

Com relação ao tomógrafo PreXion 3D, os valores de doses absorvidas obtidos foram menores no nosso trabalho, em comparação com o trabalho supracitado. Esta variação pode estar relacionada a diferenças no posicionamento do phantom e nas posições internas dos dosímetros, tendo em vista que o phantom utilizado pelos autores é de um modelo diferente do que utilizamos em nosso trabalho.

Tabela 14 – Valores estimados de dose absorvida nos órgãos para exames de planejamento de implantes efetuados nos tomógrafos i-CAT classic e PreXion 3D, em comparação com dados obtidos do trabalho de Ludlow e Ivanovic (2008).

Órgão	Dose absorvida média (μGy)				
	i-CAT classic ^b		PreXion 3D ^c		Somatom 64
	<i>Este trabalho</i>	Ludlow e Ivanovic (2008)	<i>Este trabalho</i>	Ludlow e Ivanovic (2008)	Ludlow e Ivanovic (2008)
Medula óssea	254	95	212	325	1031
Glândulas salivares ^a	3993	1450	5034	9372	15300
Tireoide	739	267	197	1800	3700

^a Valores no nosso trabalho referentes apenas às glândulas submandibulares.

^b Este trabalho: alta-resolução / Ludlow e Ivanovic (2008): padrão.

^c Protocolos de alta-resolução.

A análise dos resultados obtidos com os dois tomógrafos de feixe cônico em comparação ao valor apresentado por Ludlow e Ivanovic (2008) para um modelo de tomógrafo multicortes mostra que as doses absorvidas nos órgãos em estudo são muito mais

elevadas com a tomografia computadorizada helicoidal do que com a CBCT. Por exemplo, a dose absorvida na tireoide devido a um exame realizado com o tomógrafo Somatom 64 é cerca de 19 vezes maior do que a dose obtida com o PreXion 3D e 5 vezes a dose obtida com o i-CAT classic.

A Tabela 15 apresenta os valores das doses absorvidas médias nos órgãos e tecidos, medidos com o phantom RANDO, utilizando protocolos de alta-resolução com os tomógrafos i-CAT classic e PreXion 3D. Estes dados incluem os valores de fração irradiada dos órgãos, apresentados anteriormente na Tabela 6.

A partir dos valores estimados de doses absorvidas médias nos órgãos e tecidos, da fração irradiada do órgão e dos fatores de peso da ICRP-103 (2007a), foram calculadas as doses efetivas para os protocolos de alta-resolução efetuados com os tomógrafos i-CAT classic e PreXion 3D.

Tabela 15 – Valores de doses absorvidas médias e dose efetiva, estimadas com dosímetros TL inseridos no phantom RANDO, para exames de planejamento de implantes em alta-resolução efetuados em tomógrafos CBCT. Os valores já incluem a fração irradiada de cada órgão.

Órgãos	Doses absorvidas (μGy)	
	i-CAT classic	PreXion 3D
Cérebro	184 $\pm$ 3,6%	280 $\pm$ 61%
Glândula pituitária	666 $\pm$ 1,6%	450 $\pm$ 37%
Lentes dos olhos	452 $\pm$ 8,2%	798 $\pm$ 33%
Ossos (superfície)	921 $\pm$ 11%	983 $\pm$ 11%
Medula óssea	199 $\pm$ 11%	212 $\pm$ 11%
Glândulas salivares	4297 $\pm$ 1,9%	5034 $\pm$ 7,1%
Tireoide	868 $\pm$ 5,6%	197 $\pm$ 45%
Esôfago	62 $\pm$ 12%	4,3 $\pm$ 41%
Pele	43 $\pm$ 8,9%	52 $\pm$ 14%
Dose efetiva (μSv)	115,5	96,9

É sabido que não é recomendado o cálculo da dose efetiva para pacientes (ICRP, 2007a), entretanto, este cálculo foi realizado apenas para efetuar comparações com os valores

existentes na literatura. A Tabela 16 mostra os valores de dose efetiva calculados neste trabalho, comparados com valores encontrados na literatura. Observa-se que as doses estimadas possuem valores similares aos de outros tomógrafos de feixe cônico. Por outro lado, as doses efetivas estimadas com o tomógrafo PreXion 3D foram cerca de 75% inferiores ao que foi obtido em outro trabalho. Há, porém, dois modelos de tomógrafos PreXion 3D e o modelo mais recente utiliza tempos de rotação mais longos (37 e 19 s). O autor não informa qual o tempo de rotação selecionado no tomógrafo avaliado.

Tabela 16 – Valores estimados de dose efetiva para exames de planejamento de implantes dentários com visualização de maxila e mandíbula, com os tomógrafos i-CAT classic e PreXion 3D, utilizando protocolos padrão e de alta-resolução, em comparação com dados da literatura para estes e outros tomógrafos.

Tomógrafo	Trabalho	Dose efetiva (μSv)	
		Alta-resolução	Padrão
i-CAT classic	<i>Este trabalho</i>	115	58
	Ludlow e Ivanovic (2008)*	–	69
	Roberts et al. (2009)*	134	–
PreXion 3D	<i>Este trabalho</i>	97	48
	Ludlow e Ivanovic (2008)	388	189
i-CAT next gen.	Ludlow e Ivanovic (2008)	–	87
	Pauwels et al. (2010)	–	83
Kodak 9000	Pauwels et al. (2010)	–	40
Galileos	Ludlow e Ivanovic (2008)	128	70
	Pauwels et al. (2010)	–	84
CB MercuRay	Okano et al. (2009)	510	–
Siemens Somatom 64	Ludlow e Ivanovic (2008)	534	–
GE HiSpeed QX/i	Okano et al. (2009)	769	–

* Protocolo com FOV de 160 x 130 mm².

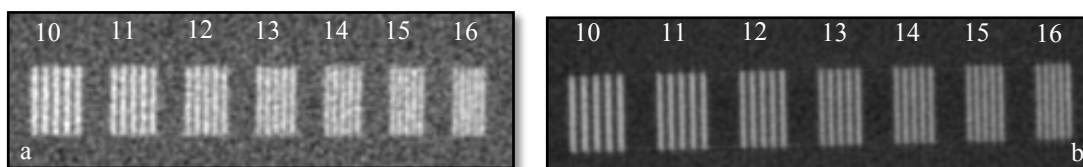
4.4 Avaliação da qualidade da imagem

4.4.1 Avaliação de parâmetros de imagem com phantoms de controle qualidade

a) Resolução espacial

A Figura 45 mostra as imagens do simulador de controle de qualidade obtidas com os protocolos de alta resolução dos dois tomógrafos. Observa-se que o protocolo selecionado no PreXion 3D resulta em resolução espacial mais elevada, permitindo a visualização de todos os padrões de barra do phantom, com frequência espacial até 16 pl/cm. Já com o i-CAT classic, a separação entre as linhas do padrão com 16 pl/cm não é muito bem visualizada, como se pode verificar na figura. Este resultado já era esperado, pois o protocolo utilizado no PreXion 3D resulta em cortes axiais mais finos, com voxel de 0,15 mm, quando comparados aos cortes resultantes do i-CAT classic, com 0,20 mm.

Figura 45 – Imagens axiais do simulador de controle de qualidade do i-CAT classic, com ampliação para visualização dos padrões de barra, obtidas com os tomógrafos i-CAT classic (a) e PreXion 3D (b). Os números mostram a resolução espacial (em pl/cm) de cada padrão de barras.



A Tabela 17 mostra os valores máximos de resolução espacial visualizados nas imagens obtidas com os diferentes protocolos de irradiação nos tomógrafos i-CAT classic e PreXion 3D. De acordo com o manual do i-CAT classic (ISI, 2008), o equipamento está adequado quando se pode obter uma resolução de 12 pl/cm com o protocolo de aquisição de máxima resolução (0,20 mm).

Os dados da Tabela 17 mostram uma redução brusca na resolução espacial do tomógrafo i-CAT classic com o aumento do tamanho do voxel de 0,20 para 0,25 mm. Ressalta-se que ambas aquisições são efetuadas com o mesmo tempo de rotação. Por outro lado, em relação às imagens adquiridas com o tomógrafo PreXion 3D, a redução de 50% no

tempo de rotação não altera a resolução espacial da imagem adquirida (até o limite máximo que se pode observar com o phantom).

É importante ressaltar que a maioria dos exames efetuados na clínica avaliada utilizam os protocolos de alta-resolução nos dois tomógrafos, para exames de planejamento de implantes dentários.

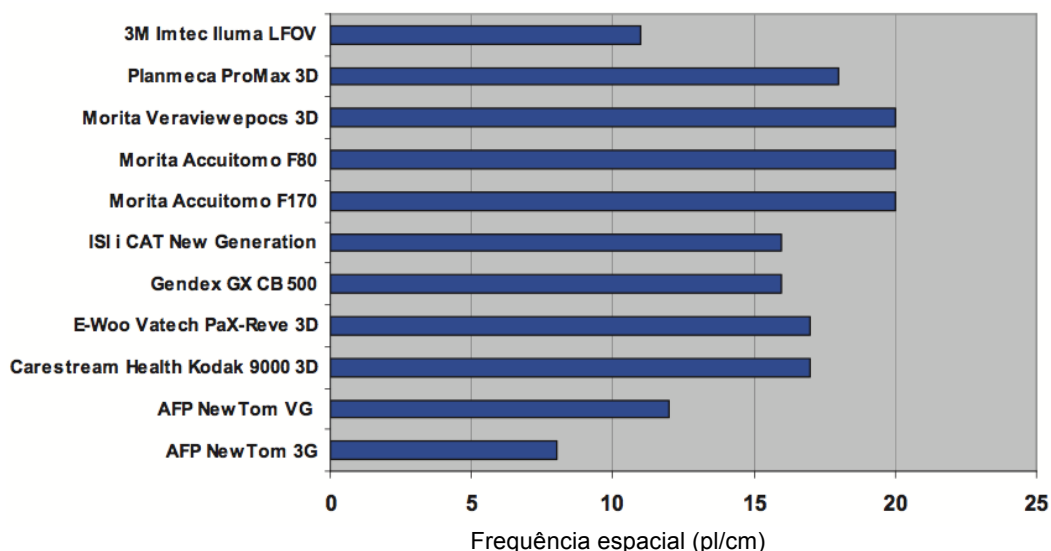
Tabela 17 – Resoluções espaciais referentes aos padrões de barras visualizados nas imagens do simulador obtidas com os tomógrafos i-CAT classic e PreXion 3D.

Tomógrafo	Tempo (s)	Voxel (mm)	Máxima frequência espacial visualizada (pl/cm)
i-CAT classic	40,0	0,20	15
	40,0	0,25	11
	20,0	0,30	10
	20,0	0,40	< 10
	10,0	0,40	< 10
PreXion 3D	33,5	0,15	16*
	16,9	0,15	16*

* Não foi possível avaliar valores maiores que 16 pl/cm.

O relatório número 10048 do NHS (*National Health Service*) do Reino Unido avaliou os parâmetros de qualidade de imagem de diversos tomógrafos de feixe cônico, utilizando o phantom Catphan 424, como mostra a Figura 46. Alguns resultados foram similares aos encontrados neste trabalho, embora os tomógrafos tenham sido diferentes. Com relação à resolução espacial para protocolos de alta resolução, as imagens adquiridas com diferentes tomógrafos permitiram a visualização de frequências espaciais de 8 a 20 pl/cm. Deve-se observar que a resolução máxima medida com o phantom utilizado é de 20 pl/cm. O tomógrafo NewTom 3G apresentou a pior resolução espacial e os tomógrafos fabricados pela Morita obtiveram os melhores resultados. O relatório ressalta ainda que estes valores foram menores quando utilizados os protocolos padrões para planejamento de implantes, mas o mínimo e o máximo não sofreram alteração (Lawinski et al., 2010).

Figura 46 – Resultados da avaliação de resolução espacial, obtidos pelo NHS. Medições efetuadas em diversos tomógrafos de feixe cônico com protocolos de alta-resolução.



Fonte: adaptado de Lawinski et al. (2010).

b) Exatidão de números CT

A Tabela 18 mostra os resultados da avaliação de exatidão de números CT, obtidos com o i-CAT classic e utilizando todos os protocolos de aquisição de imagens do tomógrafo. Observa-se pelos dados que todos os valores medidos encontram-se dentro dos limites de referência indicados no manual do fabricante (ISI, 2008) e anteriormente apresentados na Tabela 8. Observa-se que, com a alteração do protocolo de aquisição, ocorrem diferenças no número CT.

Tabela 18 – Valores de números CT médios medidos em cilindros de diferentes materiais para todos os protocolos de aquisição de imagens com o simulador de controle de qualidade no tomógrafo i-CAT classic.

Protocolo de aquisição *	Números CT médios (HU)				
	Ar	Teflon	LDPE	Acrílico	Água **
40 s / 0,20 mm	-1000,0	798,4	-321,4	-81,9	-294,5
40 s / 0,25 mm	-1000,0	763,0	-354,2	-117,7	-306,6
20 s / 0,30 mm	-999,9	724,0	-325,9	-85,3	-305,2
20 s / 0,40 mm	-999,7	716,5	-338,0	-91,4	-302,6
10 s / 0,40 mm	-999,4	721,6	-346,7	-95,0	-300,6

* Protocolo de aquisição – tempo de rotação / tamanho do voxel.

** Medição efetuada com o simulador preenchido com água.

Este fato foi discutido por Spin-Neto e colaboradores (2012), que mostraram que alterações no tamanho do voxel não resultam em mudanças significativas na exatidão dos números CT, embora resultem em valores discrepantes entre diferentes modelos de tomógrafos de feixe cônico.

A Tabela 19 mostra um quadro comparativo de valores de números CT em diferentes materiais, medidos em vários tomógrafos com o phantom Catphan pelo NHS (Lawinski et al., 2010). Percebe-se que, ao contrário do que ocorre na tomografia helicoidal, não há uma padronização dos valores de números CT para diferentes tomógrafos. Uma calibração dos detectores poderia permitir a estimativa da densidade de diferentes tecidos, o que é uma informação útil no estudo de lesões ósseas e tumores, por exemplo.

Tabela 19 – Valores de números CT médios medidos com o phantom Catphan 425 utilizando diferentes tomógrafos de feixe cônico.

Tomógrafo	Números CT médios (HU)			
	Ar	Teflon	LDPE	Acrílico
Valor nominal	-1000	990	-100	120
NewTom VG	-47	750	330	502
Vatech PaX-Reve	-655	-77	-350	-319
GendexGX CB500	-971	154	-480	-220
i-CAT new generation	-998	390	-51	387
Accuitomo F170	-1000	1040	-40	580
ProMax 3D	-370	310	-325	-290
Illuma LFOV	-845	495	-150	110
i-CAT classic*	-1000	798	-321	-82

* Dados do nosso trabalho para imagens do phantom i-CAT QA adquiridas com 40 s e voxel de 0,20 mm.

Fonte: Lawinski et al. (2010).

c) Ruído na imagem

Para o cálculo do ruído na imagem, foi selecionada uma região de interesse (ROI) no centro da imagem axial obtida com o simulador de água. O número CT médio no interior da ROI foi medido e o ruído foi calculado pela relação entre o desvio-padrão pelo valor médio de números CT na ROI central.

A Tabela 20 apresenta os valores de ruído obtidos para diferentes protocolos com os tomógrafos i-CAT classic e PreXion 3D.

O manual do tomógrafo i-CAT classic recomenda que o valor do ruído para o protocolo de aquisição com 20 s e voxel de 0,40 mm seja inferior a 30% para garantir uma boa relação sinal-ruído na imagem. A análise dos dados na tabela mostra que o valor de ruído obtido com o protocolo de 40 s e 0,20 mm está fora da tolerância de 30%, estabelecida pelo fabricante. Para os demais protocolos do i-CAT classic, o valor do ruído está dentro da tolerância.

No caso do PreXion 3D, não foram encontrados valores de referência para ruído na imagem. Entretanto, considerando o valor de 30%, observa-se que o equipamento está adequado com o protocolo de alta resolução (33,5 s e 0,15 mm).

Tabela 20 – Valores de ruído das imagens adquiridas com o phantom de água nos tomógrafos i-CAT classic e PreXion 3D, utilizando diferentes protocolos de aquisição. Os valores foram calculados dividindo-se o desvio padrão pelo valor médio de números CT na ROI central.

Tomógrafo	Protocolo	Número CT médio (HU)	Desvio-padrão (HU)	Ruído (%)	Tolerância do fabricante (ISI, 2008)
i-CAT classic	40 s / 0,20 mm	-294,5	138,5	47,0	–
	40 s / 0,25 mm	-306,6	46,1	15,0	–
	20 s / 0,30 mm	-305,2	59,5	19,5	≤ 30%
	20 s / 0,40 mm	-302,6	63,7	21,0	≤ 30%
	10 s / 0,40 mm	-300,6	86,9	28,9	–
PreXion 3D	33,5 s / 0,15 mm	-205,2	61,9	30,2	–
	16,9 s / 0,15 mm	-203,5	93,8	46,1	–

Observando-se os valores de ruído obtidos com o tomógrafo i-CAT classic com tempo de rotação de 40 s e dois tamanhos de voxel, pode-se notar que a redução do tamanho do voxel de 0,25 para 0,20 mm resulta no aumento de cerca de três vezes no valor do ruído.

d) Uniformidade da imagem

Os resultados da avaliação de uniformidade da imagem do simulador de água são mostrados na Tabela 21. Este valor foi calculado medindo-se o desvio percentual máximo entre os números CT medidos no centro e em diferentes quadrantes da imagem.

Observa-se pelos dados que todas as medições estão adequadas de acordo com o manual do fabricante do i-CAT classic, que exige uma variação de -50 a -550 HU para todas as ROIs (ISI, 2008). O valor do desvio entre os números CT medidos na periferia e no centro das imagens foi de 19% a 30% para o i-CAT e, de 27% a 34% para o PreXion. Comparando os protocolos de alta-resolução, a uniformidade dos tomógrafos i-CAT classic e PreXion 3D é similar. Observa-se que mudanças no tempo de rotação não alteraram os valores de uniformidade, como se pode observar para as imagens adquiridas com 10 e 20 s (mantendo o mesmo tamanho de voxel).

O relatório do NHS (Lawinski et al., 2010) apresentou desvios percentuais entre as ROIs da periferia e do centro da imagem de até 121% (o pior resultado foi obtido com o tomógrafo ProMax 3D). Porém, a maioria dos equipamentos avaliados obteve desvios inferiores a 30%, na mesma faixa encontrada em nosso trabalho. Estes resultados não diferem muito do que ocorre com tomógrafos helicoidais. Por exemplo, em um trabalho anterior, o nosso grupo encontrou valores de desvio de 47% para um tomógrafo helicoidal multicorte e de 16% a 158% para tomógrafos de corte-único (ANDRADE, 2008).

Tabela 21 – Valores médios de números CT medidos com ROIs selecionadas em diferentes posições dos cortes axiais do phantom de água nos dois tomógrafos avaliados. O desvio máximo é uma subtração entre o valor da ROI selecionada no centro da imagem pelo valor mais discrepante nas periferias.

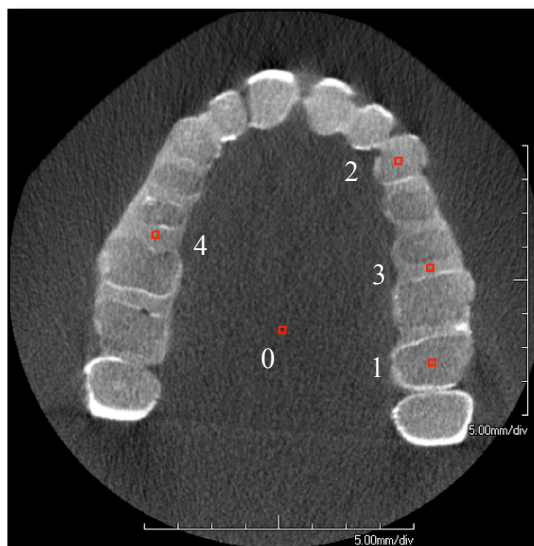
Tomógrafo	Protocolo	Centro (HU)	Desvio máximo
i-CAT classic	40 s / 0,20 mm	-294,5	30%
	40 s / 0,25 mm	-306,6	21%
	20 s / 0,30 mm	-305,2	19%
	20 s / 0,40 mm	-302,6	26%
	10 s / 0,40 mm	-300,6	24%
PreXion 3D	33,5 s / 0,15 mm	-205,2	27%
	16,9 s / 0,15 mm	-203,5	34%

4.4.2 Avaliação de parâmetros físicos de imagem com phantom antropomórfico

Os parâmetros físicos de qualidade da imagem foram calculados utilizando imagens axiais da maxila, obtidas com o phantom antropomórfico RS-250. Para as análises, foram

utilizados os valores das ROIs selecionadas nas áreas em vermelho mostradas na Figura 47. As ROIs 1 e 2 foram selecionadas sobre os dentes (2º molar e canino). As ROIs 3 e 4 foram selecionadas sobre a região da gengiva entre os dentes. O valor de “fundo” foi medido na ROI 0.

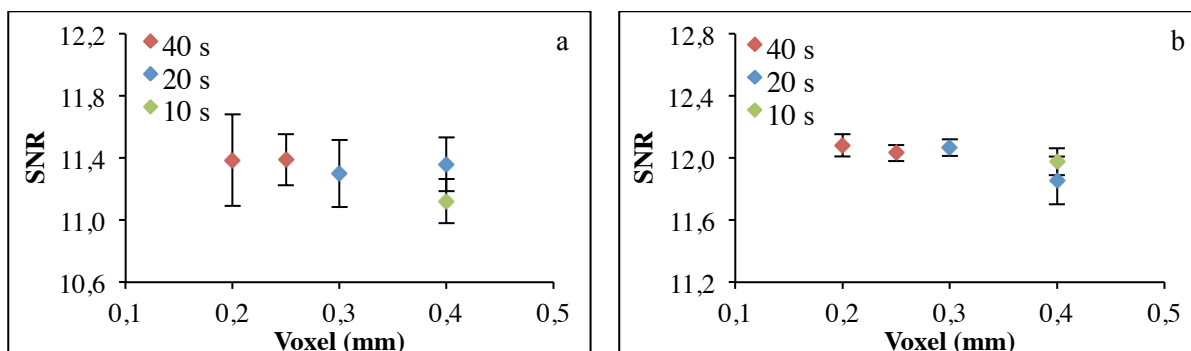
Figura 47 – Imagem axial da maxila do phantom RS-250, obtida com o tomógrafo PreXion 3D, mostrando os pontos em que foram selecionadas as ROIs utilizadas para as análises da imagem.



A Figura 48 apresenta os resultados das medições dos valores de SNR e CNR para as imagens obtidas com diferentes protocolos com o tomógrafo i-CAT classic. A Figura 48-a mostra os valores de SNR médios obtidos com as ROIs 1 e 2, sobre os dentes, e a Figura 48-b mostra os valores de SNR obtidos com as ROIs 3 e 4, sobre a gengiva.

É possível observar que o comportamento da SNR é semelhante na região dos dentes e das gengivas. Os valores de SNR obtidos com diferentes tempos de rotação ou diferentes tamanhos de voxel são estatisticamente semelhantes, já que os dados estão contidos no intervalo dos desvios-padrão e, portanto, fazem parte da mesma distribuição estatística. Ressalta-se que o tomógrafo i-CAT classic limita a seleção do tamanho do voxel de acordo com o tempo de rotação selecionado. Por exemplo, o voxel de 0,40 mm só pode ser selecionado pelo operador quando o tempo de rotação é de 10 ou 20 s. Esta limitação é uma compensação do equipamento, para evitar a aquisição de imagens com SNR muito baixa, o que explica os valores semelhantes encontrados para os diferentes protocolos de aquisição.

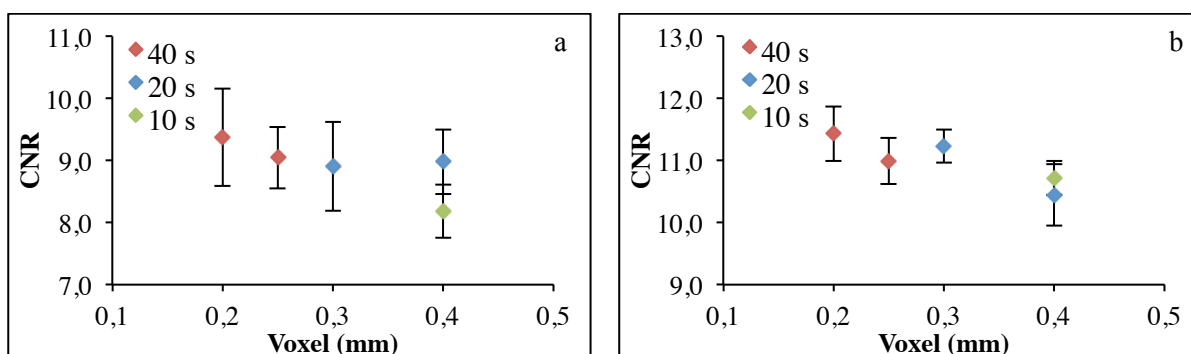
Figura 48 – Resultados da avaliação da qualidade das imagens obtidas com o tomógrafo i-CAT classic: valores médios de SNR em função do voxel, obtidos com as ROIs 1 e 2, sobre os dentes (a), e com as ROIs 3 e 4 (b). As barras verticais representam o desvio-padrão das medidas.



A Figura 49-a mostra os resultados da razão contraste-ruído (CNR) medidos nas ROIs 1 e 2 das imagens obtidas com o i-CAT classic e a Figura 49-b mostra os valores de CNR nas ROIs 3 e 4. Observa-se que a distribuição dos valores entre os diferentes protocolos é semelhante ao que foi observado na avaliação da SNR. Por outro lado, é possível perceber que as imagens obtidas com voxel de 0,4 mm resultam em valores de CNR menores que as imagens com voxels maiores.

Park e colaboradores (2007), encontraram valores similares de CNR com um tomógrafo CBCT Rayscan, o qual utilizou tempo de rotação de 40 s para produzir imagens com voxel de 0,07 mm.

Figura 49 – Resultados da avaliação da qualidade das imagens obtidas com o tomógrafo i-CAT classic: valores médios de CNR em função do tamanho do voxel, obtidos com as ROIs 1 e 2 (a) e com as ROIs 3 e 4 (b). As barras verticais representam o desvio-padrão das medidas.



Com os dados apresentados na Figura 49-a, observa-se que um aumento no tempo de rotação de 10 para 40 s resulta em elevação do valor de CNR sobre o dente. Este fato também é observado nas medições da gengiva. Valores baixos de SNR e CNR reduzem a

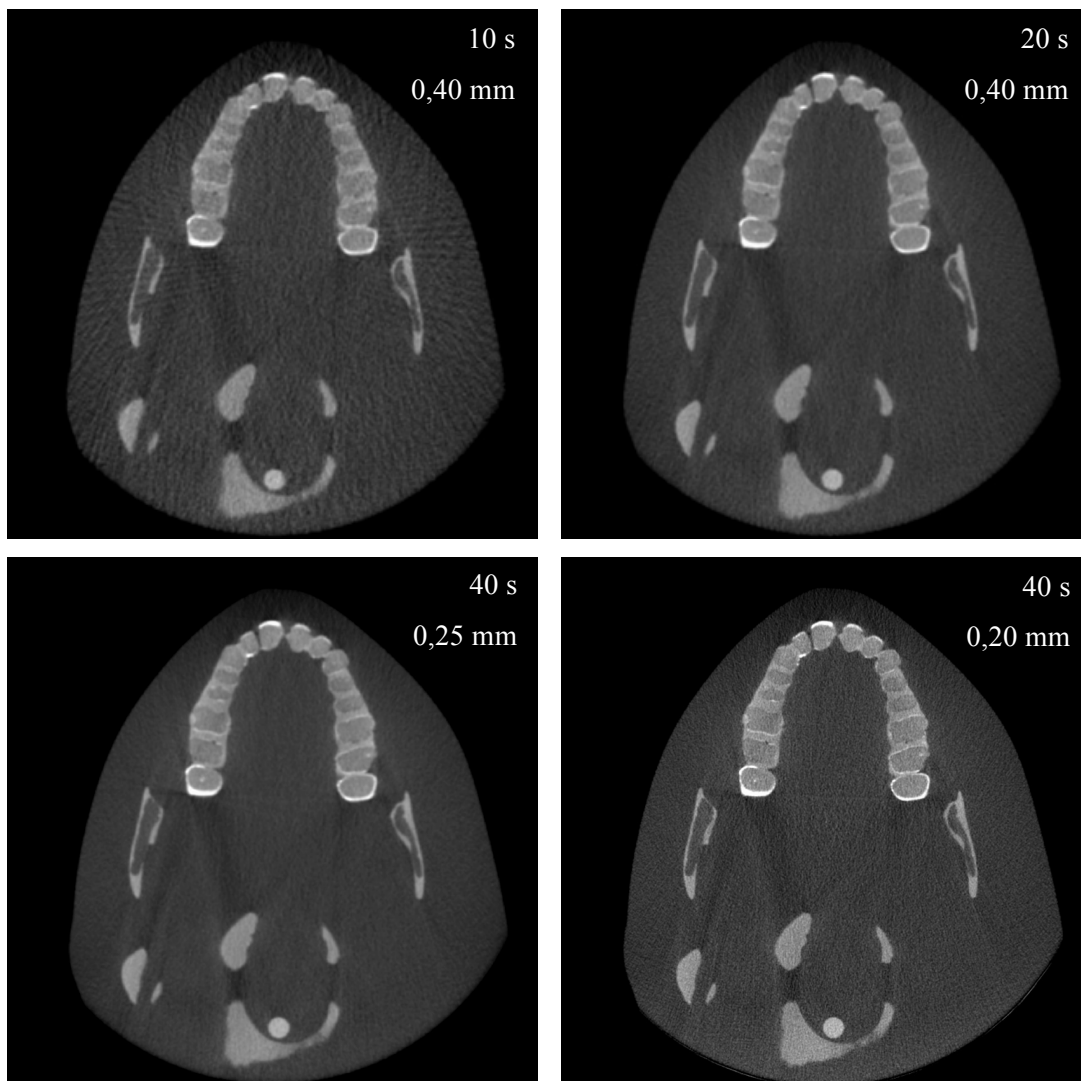
detectabilidade de baixo contraste, prejudicando a visualização de estruturas com densidades próximas (SUOMALAINEN, 2010), em especial com relação aos tecidos moles ou lesões ósseas.

Daly e colaboradores (2006) apresentaram resultados de razão contraste-ruído com um equipamento de CBCT utilizado em fluoroscopia, concluindo que a CNR aumenta com a raiz quadrada da intensidade de radiação, mas não é afetada pelo número total de projeções. Em nosso trabalho, esta relação não foi observada. Ressalta-se que, no tomógrafo i-CAT classic, o número de projeções é proporcional ao tempo de rotação, variando de 306 a 599 imagens adquiridas (de 10 a 40 segundos de rotação).

A Figura 50 apresenta uma análise visual das imagens adquiridas com o tomógrafo i-CAT classic. É possível observar que a imagem adquirida com 10 s / 0,40 mm de fato resulta em degradação da qualidade, dificultando até a diferenciação de estruturas com alto contraste, como os dentes.

É importante lembrar que o fabricante do i-CAT classic recomenda o uso do protocolo de 10 s apenas para exames de pacientes com dificuldade de permanecer parados durante toda a aquisição, mais especificamente para exames de crianças e idosos (ISI, 2008). Por outro lado, mesmo em exames pediátricos, este protocolo não é utilizado na clínica avaliada, onde a maioria das aquisições é efetuada com tempo de 40 s. Comparando as imagens adquiridas com 40 s, mas com voxels de tamanhos diferentes (0,20 e 0,25 mm), é possível observar uma maior granulidade na imagem adquirida com 0,20 mm, em comparação à imagem com 0,25 mm. Porém, a imagem com o voxel menor é mais nítida e apresenta maior resolução espacial, como discutido anteriormente.

Figura 50 – Imagens axiais da maxila do phantom RS-250, adquiridas com o tomógrafo i-CAT classic utilizando diferentes protocolos (descritos nas imagens).



Os resultados da avaliação do contraste percentual entre as medições obtida nas ROIs e a ROI 0 (fundo), em função do tamanho do voxel, são mostrados na Figura 51. Observa-se que os valores médios de contraste (%) apresentam comportamento semelhante ao que foi verificado nas demais análises. Sabe-se que este parâmetro não é afetado significativamente pela intensidade de radiação, mas sim pela energia do feixe, ou seja, pela tensão do tubo de raios X, que é fixa no tomógrafo i-CAT classic (SPRAWLS, 1995).

Por outro lado, verifica-se que o contraste para as imagens obtidas com 0,40 mm (10 e 20 s) foram inferiores às demais. Este fato ocorre porque o ruído elevado prejudica a visualização de estruturas com baixo contraste, como mostra a Figura 52 (SMITH, 1997).

Figura 51 – Valores médios de contraste percentual, em função do tamanho do voxel, obtidos com as ROIs 1 e 2 (a) e ROIs 3 e 4 (b) para imagens adquiridas com o tomógrafo i-CAT classic.

As barras verticais representam o desvio-padrão das leituras.

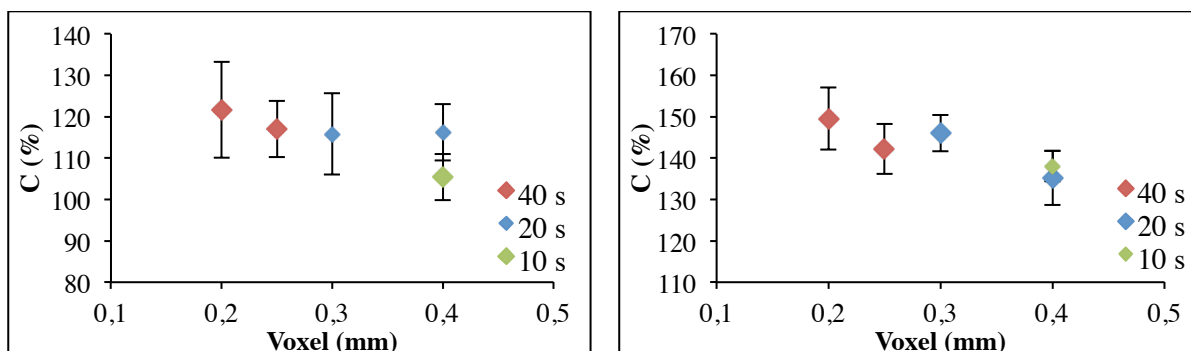
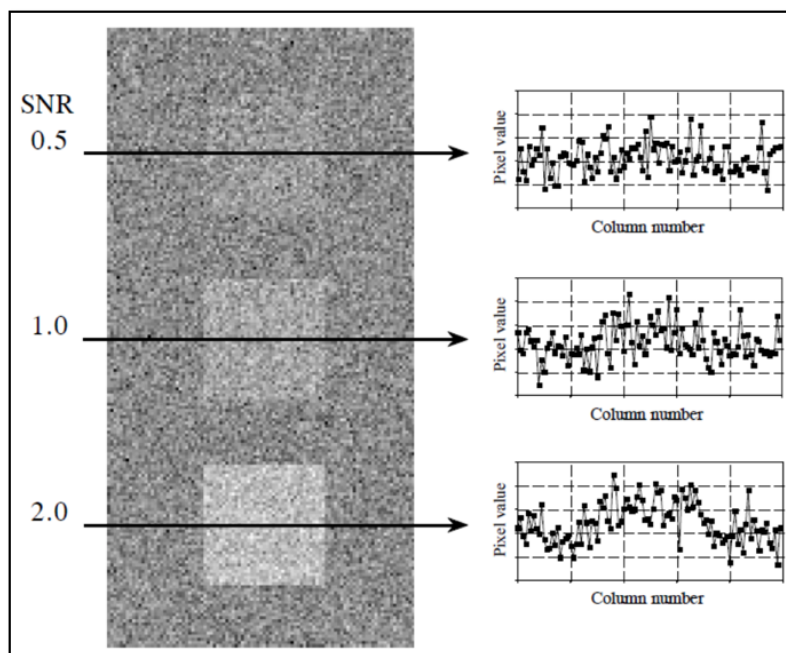


Figura 52 – Figura mostrando a redução no contraste (e na detectabilidade) de estruturas com densidades próximas, devido ao aumento do ruído e consequente redução da SNR e CNR.



Fonte: Smith (1997).

Para analisar os parâmetros de imagem medidos com os tomógrafos i-CAT classic, PreXion 3D e Kodak 9000, a Tabela 22 mostra os valores médios e desvio de SNR, CNR e C (%) medidos nas ROIs 1 e 2 das imagens axiais da maxila do phantom. Observa-se que os valores obtidos com o tomógrafo PreXion 3D foram semelhantes aos obtidos com o i-CAT classic. Apesar de utilizar mAs mais elevado que o i-CAT classic (devido ao modo contínuo de exposição), as imagens obtidas com o PreXion 3D possuem voxel menor, o que reduz a

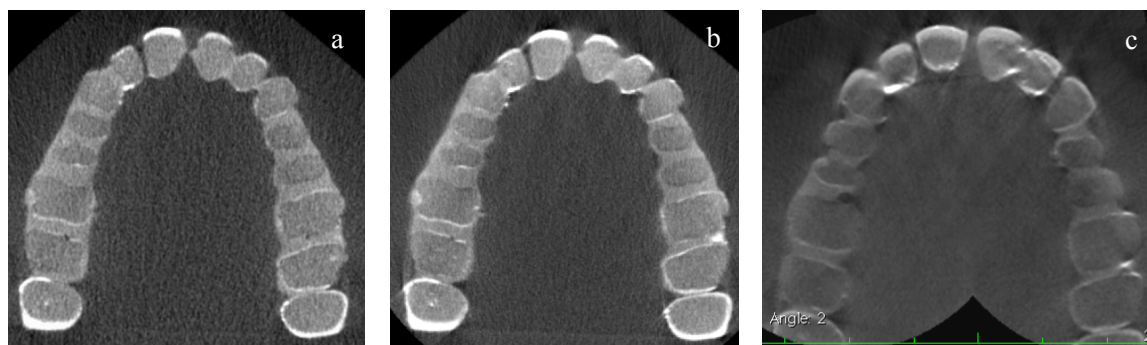
SNR, mas aumenta a resolução espacial. Já as imagens adquiridas com o tomógrafo Kodak 9000 resultaram em valores menores que os outros dois. Este tomógrafo, além de utilizar valor de tensão menor que os demais (70 kV), adquire imagens com voxel menor (0,10 mm).

Tabela 22 – Resultados das medições dos parâmetros de qualidade das imagens adquiridas com os três tomógrafos avaliados, utilizando protocolos de alta-resolução e padrão. As medições foram efetuadas na ROI-1, selecionada sobre o 2º molar superior na imagem axial do phantom.

Tomógrafo	Protocolo	SNR	CNR	C (%)
i-CAT classic	40 s / 0,20 mm	11,39±0,30	9,37±0,79	122±12
	40 s / 0,25 mm	11,39±0,16	9,05±0,50	117,0±6,8
	20 s / 0,30 mm	11,30±0,22	8,91±0,72	115,8±9,8
PreXion 3D	33,5 s / 0,15 mm	11,66±0,71	9,4±2,1	121±24
	16,9 s / 0,15 mm	11,45±0,62	9,3±1,8	119±27
Kodak 9000	32,4 s / 0,10 mm	9,19±0,31	1,85±0,70	22,2±8,4

Para uma comparação visual das imagens, a Figura 53 mostra os cortes axiais adquiridos com os três tomógrafos avaliados, com ampliação localizada na área de interesse da maxila. Observa-se com clareza o baixo sinal na imagem adquirida com o tomógrafo Kodak 9000, em relação às demais. Isto significa que, embora as imagens adquiridas com o Kodak 9000 possuam maior resolução espacial (devido ao menor tamanho de voxel), resultam em menor contraste, dificultando a diferenciação de estruturas com densidades próximas.

Figura 53 – Cortes axiais da maxila do phantom RS-250, com ampliação localizada na área de interesse, adquiridos com os tomógrafos i-CAT classic (a), PreXion 3D (b) e Kodak 9000 (c).



5 CONCLUSÃO

A partir dos resultados deste trabalho, pode-se concluir que, embora o tomógrafo PreXion 3D utilize campos de radiação pequenos, os valores de P_{KA} foram maiores que os do i-CAT classic, devido ao uso do modo contínuo de exposição do feixe de raios X. O P_{KA} para o tomógrafo i-CAT classic é muito influenciado pelo tamanho do campo de radiação e pelo protocolo selecionado. Ressalta-se que, no tomógrafo i-CAT avaliado, a maioria das aquisições é efetuada com o protocolo de alta-resolução, que utiliza tempo de rotação maior que o protocolo padrão, recomendado pelo fabricante para exames de rotina de planejamento de implantes, o que resulta em doses absorvidas mais elevadas para os pacientes. Além disso, a existência de uma fissura no colimador contribuiu para o aumento do P_{KA} e das doses absorvidas. Os dados deste trabalho contribuíram para a identificação do problema e a sua possível solução.

As doses absorvidas nos órgãos dos pacientes submetidos a exames de CBCT foram muito menores que os valores estimados na literatura para tomógrafos helicoidais. Em geral, as doses absorvidas com o i-CAT classic foram menores que os valores com o PreXion 3D. Alterações no tamanho do campo de radiação, para o i-CAT classic, podem resultar em diminuições nas doses absorvidas, em especial na região dos olhos.

Os protocolos de alta-resolução resultaram em doses mais elevadas e apresentaram melhor resolução espacial nas imagens, mas produziram imagens com SNR e CNR semelhantes aos demais protocolos. Portanto, nos exames em que não há necessidade de visualizar detalhes anatômicos pequenos, como é o caso dos planejamentos de implantes, os protocolos padrões são recomendados, por resultarem em aproximadamente metade da dose absorvida no paciente. A escolha do tomógrafo ideal e do melhor parâmetro de irradiação deve ser baseada na necessidade do diagnóstico. Os tomógrafos com FOV menor e resolução espacial melhor, especificamente o PreXion 3D e o Kodak 9000, são mais indicados para exames de estruturas pequenas, como avaliações de microfraturas, enquanto o i-CAT classic deve ser utilizado quando há a necessidade de aquisições amplas, como as duas arcadas dentárias, simultaneamente.

As vantagens mencionadas fazem com que os exames de CBCT sejam largamente solicitados e realizados. Entretanto, embora as doses resultantes destes exames sejam relativamente baixas, o seu uso deve ocorrer com cautela e a seleção do tomógrafo e dos parâmetros deve levar em conta a necessidade clínica de cada exame.

REFERÊNCIAS

ANDRADE, M. E. A. **Avaliação da qualidade de imagem e do índice volumétrico de kerma no ar em tomografia computadorizada (C_{VOL}) em Recife**. Dissertação (Mestrado em Ciências – Dosimetria e Instrumentação). 132 f. Departamento de Energia Nuclear – Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2008.

ARAI, Y.; TAMMISALO, E.; IWAI, K.; HASHIMOTO, K.; SHINODA, K. Development of a compact computed tomography apparatus for dental use. **Dento-Maxillo-Facial Radiology**, v. 28, p. 245-248, 1999.

ARAKI, K.; MAKI, K.; SEKI, K.; SAKAMAKI, K.; HARATA, Y.; SAKAINO, R.; OKANO, T.; SEO, K. Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRayTM): system configuration and physical properties. **Dento-Maxillo-Facial Radiology**, v. 33, p. 51-59, 2004.

ARNHEITER, C.; SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. Trends in maxillofacial cone-beam computed tomography usage. **Oral Radiology**, v. 22, p. 80-85, 2006.

AVCİBAŞ, İ.; SANKUR, B.; SAYOOD, K. Statistical evaluation of image quality measures. **Journal of Electronic Imaging**, v. 11, p. 206-223, 2002.

BABA, R.; UEDA, K.; OKABE, M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. **Dento-Maxillo-Facial Radiology**, v. 33, p. 285-290, 2004.

BRENNER, D. J.; MCCOLLOUGH, C. H.; ORTON, C. G. It is time to retire the computed tomography dose index (CTDI) for the CT quality assurance and dose optimisation. **Medical Physics**, v. 33, p. 1189-1191, 2006.

BUENO, M. R.; ESTRELA, C.; AZEVEDO, B. C.; BRUGNERA JR., A.; AZEVEDO, J. R.. Tomografia computadorizada cone beam: revolução na Odontologia. **Revista da Associação Paulista dos Cirurgiões-dentistas**, v. 61, p. 325-328, 2007.

BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT, E. M.; BOONE, J. M. **The Essential Physics of Medical imaging**. 3 ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.

BUSHONG, S. C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos: Física, Biologia e Proteção**. 9 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

BUZUG, T. M. **Computed Tomography**: From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT. Lübeck: Springer, 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 Edodontology**, v. 107, p. 559-563, 2009.

DALY, M. J.; SIEWERDSEN, J. H.; MOSELEY, D. J.; JAFFRAY, D. A.; IRISH, J. C. Intraoperative cone-beam CT for guidance of head and neck surgery: Assessment of dose and image quality using a C-arm prototype. **Medical Physics**, v. 33, p. 3767-3780, 2006.

DIXON, R. L. A new look at CT dose measurement: Beyond CTDI. **Medical Physics**, v. 30, p. 1272-1280, 2003.

FRIEDLAND, G. W.; THURBER, B. D. The Birth of CT. **American Journal of Roentgenology**, v. 167, p. 1365-1370, 1996.

GARIB, D. G.; RAYMUNDO JUNIOR, R.; RAYMUNDO, D. V.; FERREIRA, S. N. Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 12, p. 139-156, 2007.

GARIB, D. G.; YATABE, M. S.; OZAWA, T. O.; SILVA FILHO, O. G. Morfologia alveolar sob a perspectiva da tomografia computadorizada: definindo os limites biológicos para a movimentação dentária. **Dental Press Journal of Orthodontics**, v. 15, p. 192-205, 2010.

GUPTA, R.; GRASRUCK, M.; SUESS, C.; BARTLING, S. H.; SCHMIDT, B.; STIERSTORFER, K.; POPESCU, S.; BRADY, T.; FLOHR, T. Ultra-high resolution flat-panel volume CT: fundamental principles, design architecture, and system characterization. **European Radiology**, v. 16, p. 1191-1205, 2006.

HAN, S.; LEE, B.; SHIN, G.; CHOI, J.; KIM, J.; PARK, C.; PARK, H.; LEE, K.; KIM, Y. Dose area product measurement for diagnostic reference levels and analysis of patient dose in dental radiography. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 150, p. 523-531, 2012.

HASHIMOTO, K.; ARAI, Y.; IWAI, K.; ARAKI, M.; KAWASHIMA, S.; TERAOKADO, M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology**, v. 95, p. 371-377, 2003.

HELMROT, E.; THILANDER-KLANG, A. Methods for monitoring patient dose in dental radiology. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 139, p. 303-305, 2010.

HIRSCH, E.; WOLF, U.; HEINICKE, F.; SILVA, M. A. G. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. **Dento-Maxillo-Facial Radiology**, v. 37, p. 268-273, 2008.

HOLROYD, J. R.; GULSON, A. D. **The Radiation Protection Implications of the Use of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) in Dentistry: What You Need to Know**. Health Protection Agency, Radiation Protection Division. Oxfordshire, 2009.

HOLROYD, J. R.; WALKER, A. **Recommendations for the Design of X-ray Facilities and the Quality Assurance of Dental Cone Beam CT (Computed Tomography) Systems**. A report of the HPA Working Party on Dental Cone Beam CT. Health Protection Agency, Radiation Protection Division. Oxfordshire, 2010.

HPA, **Guidance on the Safe Use of Dental Cone Beam CT (Computed Tomography) Equipment**. HPA-CRCE-010. Chilton: Health Protection Agency, Centre for Radiation, Chemical and Environmental Hazards, 2010.

IAEA. **Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice**. International Atomic Energy Agency Technical Report Series (IAEA-TRS) n. 457. Vienna, 2007.

ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection: ICRP Publication 103. **Annals of the ICRP**, v. 37, p. 1-332, 2007a.

ICRP. Radiological Protection in Medicine: International Commission on Radiological Protection Publication 105. **Annals of the ICRP**, v. 37, p. 1-64, 2007b.

ICRP. **Statement on Tissue Reactions**. International Commission on Radiological Protection, 2011.

ICRU. Patient Dosimetry for X-rays used in Medical Imaging: International Commission on Radiation Units Report 74. **Journal of the ICRU**, v. 5, 2005.

ISI. **i-CAT Operator's Manual: Cone Beam Volumetric Tomography and Panoramic Dental Imaging System**. Hatfield, PA, USA: Imaging Sciences International, 2008.

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

KALENDER, W. A. **Computed Tomography: Fundamentals; System Technology; Image Quality; Applications.** 3 ed. Erlangen: Publicis, 2011.

KILJUNEN, T. **Patient doses in CT, dental cone beam CT and projection radiography in Finland, with emphasis on paediatric patients.** 2008. 62 f. Academic Dissertation (Mastering in Physics). Radiation and Nuclear Safety Authority, Faculty of Science, Department of Physics – University of Helsinki, Helsinki, 2008.

LASCALA, C. A.; PANELLA, J.; MARQUES, M. M. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). **Dento-Maxillo-Facial Radiology**, v. 33, p. 291-294, 2004.

LAWINSKI, C.; KAZANTZI, M.; COLE, J.; MACKENZIE, A.; EMERTON, D.; CLINCH, P. **Evaluation Report: Dental cone beam computed tomography (CBCT) systems.** NHS-CEP10048. National Health Service, Centre for Evidence-based Purchasing, 2010.

LEE, J. K. T.; SAGEL, S. S.; STANLEY, R. J.; HEIKEN, J. P. **Computed Body Tomography with MRI Correlation.** 4 ed. Lippincott Williams & Wilkins: 2006.

LOFTHAG-HANSEN, S.; THILANDER-KLANG, A.; EKESTUBBE, A.; HELMROT, E.; GRÖNDAHL, K. Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. **Dento-Maxillo-Facial Radiology**, v. 37, p. 72-79, 2008.

LOFTHAG-HANSEN, S. **Cone Beam Computed Tomography: radiation dose and image quality assessments.** 2010. 55 f. Thesis. Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Institute of Odontology at Sahlgrenska Academy – University of Gothenburg, Göteborg, 2010.

LUDLOW, J. B.; DAVIES-LUDLOW, L. E.; BROOKS, S. L. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. **Dento-Maxillo-Facial Radiology**, v. 32, p. 229-234, 2003.

LUDLOW, J. B.; DAVIES-LUDLOW, L. E.; BROOKS, S. L.; HOWERTON, W. B. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray NewTom 3G and i-CAT. **Dento-Maxillo-Facial Radiology**, v. 35, p. 219-226, 2006.

LUDLOW, J. B.; IVANOVIC, M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, v. 106, p. 106-114, 2008.

MILES, D. A. The Future of Dental and Maxillofacial Imaging. **The Dental Clinics of North America**, v. 52, p. 917-928, 2008.

MIRACLE, A. C.; MUKHERJI, S. K. Conebeam CT of the Head and Neck, Part 2: Clinical Applications. **American Journal of Neuroradiology**, v. 30, p. 1285-1292, 2009.

MOZZO, P.; PROCACCI, C.; TACCONI, A.; TINAZZI MARTINI, P.; BERGAMO ANDREIS, I. A. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminar results. **European Radiology**, v. 8, p. 1558-1564, 1998.

PARIZOTI, A. **A otimização de imagens e proteção radiológica em fluoroscopia**. Dissertação (Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia). Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008.

PARK, C. S.; KIM, K. D.; PARK, H.; JEONG, H. G.; LEE, S. C. Characteristics of a new cone beam computed tomography. **Korean Journal of Oral and Maxillofacial Radiology**, v. 37, p. 205-209, 2007.

PARMAR, N. CBCT-assisted implant therapy: A case study. **Dental Tribune – CAD/CAM**, v. 2, p. 12-14, 2012.

PAUWELS, R.; BEINSBERGER, J.; COLLAERT, B.; THEODORAKOU, C.; ROGERS, J.; WALKER, A.; COCKMARTIN, L.; BOSMANS, H.; JACOBS, R.; BOGAERTS, R.; HORNER, K.; SEDENTEXCT. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. **European Journal of Radiology**, v. 81, p. 267-271, 2012.

PELTONEN, L. I.; AARNISALO, A. A.; KORTESNIEMI, M. K.; SUOMALAINEN, A.; JERO, J.; ROBINSON, S. Limited cone-beam computed tomography imaging of the middle ear: a comparison with multislice helical computed tomography. **Acta Radiologica**, v. 48, p. 207-212, 2007.

POOLEY, R. A.; McKINNEY, J. M.; MILLER, D. A. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: digital fluoroscopy. **Radiographics**, v. 21, p. 521-534, 2001.

PREXION. **Dental X-Ray CT Scanner PreXion 3D CBCT**. San Mateo, CA, USA: PreXion, Inc., 2008.

QR srl. **NewTom 3G Dental Volumetric Tomograph User Manual**. Rev. 2.0. QR srl: Verona, 2007.

QUERESHY, F. A.; SAVELL, T. A.; PALOMO, J. M. Applications of Cone Beam Computed Tomography in the Practice of Oral and Maxillofacial Surgery. **Journal of Oral Maxillofacial Surgery**, v. 66, p. 791-796, 2008.

REICHARDT, B.; SARWAR, A.; BARTLING, S. H.; CHEUNG, A.; GRASRUCK, M.; LEIDECKER, C.; BREDELLA, M. A.; BRADY, T. J.; GUPTA, R. Musculoskeletal applications of flat-panel volume CT. **Skeletal Radiology**, v. 37, p. 1069-1076, 2008.

ROBERTS, J. A.; DRAGE, N. A.; DAVIES, J.; THOMAS, D. W. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. **The British Journal of Radiology**, v. 82, p. 35-40, 2009.

SANTANA, J. L. **Optimización de la calidad de imagens vs. dosis al paciente en radiografía panorámica digital**. 2011. 71 f. Trabajo de Diploma (Especialidad de Ingeniería en Automática). Facultad de Ingeniería Eléctrica, Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información – Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas, Santa Clara, 2011.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G.; SUKOVIC, P. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. **Journal of the Canadian Dental Association**, v. 72, p. 75-80, 2006.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? **The Dental Clinics of North America**, v. 52, p. 707-730, 2008.

SEERAM, E. **Computed Tomography**: physical principles, clinical applications and quality control. 2 ed. Philadelphia: W. B. Saunders, 2001.

SIEMENS. **Computed Tomography**: its history and technology. Germany: Siemens AG, Medical Solutions, 36 p. Disponível em: <http://www.medical.siemens.com/siemens/en_AU/gg_ct_FBAs/files/brochures/CT_History_and_Technology.pdf>. Acesso em: 17 out. 2010.

SILVA, A. C.; LAWDER, H. J.; HARA, A.; KUJAK, J.; PAVLICEK, W. Innovations in CT Dose Reduction Strategy: Application of the Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Algorithm. **American Journal of Radiology**, v. 194, p. 191-199, 2010.

SMITH, S. W. **The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing**. California Technical Pub, 1997. Disponível em <<http://www.dspguide.com>>. Acesso em: 27 mai. 2013.

SPIN-NETO, R.; GOTFREDSEN, E.; WENZEL, A. Impact of Voxel Size Variation on CBCT-Based Diagnostic Outcome in Dentistry: a Systematic Review. **Journal of Digital Imaging** (online article), 2012.

SPRAWLS, P. **The Physical Principles of Medical Imaging**. 2 ed. Web-based ed. Medical Physics Publishing Corporation, 1995. Disponível em: <<http://www.sprawls.org/ppmi2>>. Acesso em: 20 mai. 2013.

SUOMALAINEN, A. **Cone beam computed tomography in oral radiology**. 2010. 80f. Academic Dissertation (Mastering in Oral Radiology). Institute of Dentistry, Department of Oral Radiology – University of Helsinki, Helsinki, 2010.

SUKOVIC, P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. **Orthodontic Craniofacial Research**, v. 6, p. 31-36, 2003.

TISCHLER, M. In-Office Cone Beam Computerized Tomography: Technology Review and Clinical Examples. **Dentistry Today.com**, 2008. Disponível em: <<http://dentistrytoday.com/technology/1908>> Acesso em: 22 ago. 2013.

TORRES, M. G. G.; CAMPOS, P. S. F.; SEGUNDO, N. P. N.; RIBEIRO, M.; NAVARRO, M.; CRUSOÉ-REBELLO, I. Evaluation of referential dosages obtained by Cone-Beam Computed Tomography examinations acquired with diferente voxel sizes. **Dental Press Journal of Orthodontics**, v. 15, p. e1-e4, 2010.

TSIKLAKIS, K.; SYRIOPOULOS, K.; STAMATAKIS, H. C. Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography. **Dento-Maxillo-Facial Radiology**, v. 33, p. 196-201, 2004.

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

WANG, J.Ç BLACKBURN, T. J. X-ray Image Intensifiers for Fluoroscopy. **RadioGraphics**, v. 20, p. 1471-1477, 2000.

YAMASHINA, A.; TANIMOTO, K.; SUTTHIPRAPAPORN, P.; HAYAKAWA, Y. The reliability of computed tomography (CT) values and dimensional measurements of the oropharyngeal region using cone beam CT: comparison with multidetector CT. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 37, p. 245-251, 2008.

YU, J.J.; KIM, G.T.; CHOI, Y.S.; HWANG, E.H.; PAEK, J.; KIM, S.H.; HUANG, J. C. Accuracy of a cone beam computed tomography-guided surgical stent for orthodontic mini-implant placement. **Angle Orthodontist**, v. 82, p.275-283, 2012.

APÊNDICE A

Trabalhos publicados/apresentados

a) Artigo publicado

ANDRADE, M. E. A.; KHOURY, H. J.; NASCIMENTO NETO, J. B. S.; KRAMER, R. Dosimetric evaluation of dental implant planning examinations with cone-beam computed tomography. **Radiation Protection Dosimetry**, 2013.

b) Artigo submetido

ANDRADE, M. E. A.; BRASILEIRO, I. V.; OLIVEIRA, M. V. L.; KHOURY, H. J.; KRAMER, R.; NASCIMENTO NETO, J. B. S. Dosimetric study of cone beam computed tomography and digital panoramic radiograph for dental implant planning. **Open Journal of Radiology**, 2013.

c) Artigos correlacionados publicados

ANDRADE, M. E. A.; BORRÁS, C.; KHOURY, H. J.; DIAS, S. K.; BARROS, V. S. M. Organ doses and risks of computed tomography examinations in Recife, Brazil. **Journal of Radiological Protection**, v. 32, p. 251-260, 2012.

MECCA, F. A.; ANDRADE, M. E. A.; JAKUBIAK, R. R.; KHOURY, H. J.; DIAS, S. K.; MIQUELIN, C. A.; NADER, A. Volume computed tomography air kerma index and image quality evaluation in Brazil. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 148, p. 452-456, 2012.

LUNELLI, N. A.; ANDRADE, M. E. A.; LIMA, L. F. A.; KHOURY, H. J.; KRAMER, R.; NADER, A. Image Quality and Organ Absorbed Doses from Chest Digital Radiographic Examinations of Adult Patients in Pato Branco, Brazil. **Radioprotección**, v. 2, p. 243-247, 2012.

PEREZ, M.; CARVALHO FILHO, A. E.; KHOURY, H. J.; CASAS, M. C.; ANDRADE, M. E. A.; PAZ, J. E. Detección de lesiones tumorales en fosa posterior en imágenes de Tomografía Computarizada cerebral para diversas condiciones de adquisición: un enfoque preliminar. **Radioprotección**, v. 17, p. 13-19, 2010.

d) Trabalhos apresentados em congressos e premiações

VI Congreso de la Asociación Latinoamericana de Física Médica (Guanacaste, 2013)

- ANDRADE, M. E. A.; KHOURY, H. J.; BRASILEIRO, I. V.; NASCIMENTO NETO, J. B. S.; KRAMER, R.

- Estudo dosimétrico de tomografia computadorizada de feixe cônico e radiografia panorâmica utilizadas em planejamento de implantes dentários.

IX Congreso Latino Americano de la International Radiation Protection Association
(Rio de Janeiro, 2013)

- ANDRADE, M. E. A.; KHOURY, H. J.; NASCIMENTO NETO, J. B. S.; KRAMER, R.
- Dosimetric Evaluation of Dental Implant Planning Examinations with Cone-Beam Computed Tomography.
- *Premio al Mejor Trabajo del Congreso al Profesional Joven (3ro lugar), IRPA.*

III Congresso de Proteção Contra Radiações da Comunidade dos Países de Língua Portuguesa (Lisboa, 2012)

- BRASILEIRO, I. V.; KHOURY, H. J.; ANDRADE, M. E. A.; NASCIMENTO NETO, J. B.
- Patient Dose and Image Quality Evaluation of Panoramic Radiography Examinations.

XLI Congresso Brasileiro de Radiologia (Brasília, 2012)

- ANDRADE, M. E. A.
- Doses absorvidas nos órgãos de pacientes pediátricos em exames de tomografia computadorizada em Recife.

VII Congresso Internacional da SBBN (Recife, 2012)

- PEREZ-DÍAZ, M.; CARVALHO, A. E.; ANDRADE, M. E. A.; PAZ-VIERA, J. E.; KHOURY, H. J.
- Optimización de Calidad de imagen vs. Dosis al paciente en CT de cráneo.

XV Congresso Brasileiro de Física Médica (Aracaju, 2010)

- ANDRADE, M. E. A.; BRASILEIRO, I. V.; CASSOLA, V. F.; NASCIMENTO NETO, J. B. S.; KRAMER, R.; KHOURY, H. J.
- Dose-paciente em exames de tomografia computadorizada com feixe cônico para planejamento de implantes.
- *Prêmio de Melhor Trabalho (Oral), ABFM.*

52nd AAPM Annual Meeting (Philadelphia, 2010)

- ANDRADE, M. E. A.; KHOURY, H. J.; BORRÁS, C.; DIAS, S. K.; BARROS, V. S. M.
- Image Quality, Organ Doses and Risks of Computed Tomography Exams in Pernambuco, Brazil.

International Symposium on Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (Vienna, 2010)

- PEREZ, M.; CARVALHO FILHO, A. E.; KHOURY, H. J.; CASAS, M. C.; ANDRADE, M. E. A.; PAZ, J. E.
- Detecting small lesions with low dose in head CT: A phantom study.